

**Silizium-Mikro-Kraftsensoren
für haptische Katheterisierungen:
Entwurf, Musterbau und Signalverarbeitung
sowie erste Validierung des Assistenzsystems HapCath**

Vom Fachbereich
Elektrotechnik und Informationstechnik
der Technischen Universität Darmstadt
zur Erlangung der Würde
eines Doktor-Ingenieurs (Dr.-Ing.)
genehmigte Dissertation

von

Dipl.-Ing. Thorsten Meiss

geboren am 25. Januar 1978
in Uelzen

Referent
Korreferent

Prof. Dr.-Ing. habil. Roland Werthschützky
Prof. Dr.-Ing. habil. Gerald Gerlach

Tag der Einreichung: 14. November 2011
Tag der mündlichen Prüfung: 1. Februar 2012

D 17
Darmstadt 2012

Zusammenfassung

Bei zahlreichen minimalinvasiven medizinischen Eingriffen besteht das Problem der fehlenden Krafterückmeldung von der Instrumentenspitze. Dies gilt insbesondere für die Katheterisierung des Herzens, bei der lange dünne Katheter und Führungsdrähte in die Herzkranzgefäße eingeführt werden. Die Kraft, die die Führungsdrahtspitze auf die Gefäße und Ablagerungen im Gefäßsystem ausübt, kann vom Mediziner nicht wie bei der offenen Operationstechnik gespürt werden. Ziel dieser Arbeit ist die Erforschung und Entwicklung geeigneter Möglichkeiten zur Integration einer Kraftmessfunktion in Führungsdrähte für Herzkatheterisierungen. Diese Arbeit bildet damit den Teil „Kraftsensorik“ im Projekt Haptic Catheter (*HapCath*), bei dem Kräfte an der Führungsdrahtspitze gemessen und mittels Aktoren dem Arzt verstärkt spürbar dargestellt werden.

Im ersten Teil der Arbeit werden Anforderungen an die Integration von Kraftsensoren in Führungsdrähte abgeleitet. Durch Analyse der zukünftigen Anwendungsszenarien wird eine optimale Position zur Integration des Sensors im Draht festgelegt und Vorteile und Grenzen der Kraftmessung identifiziert. Besondere Anforderungen ergeben sich aus dem Bauraum von maximal 360 μm Durchmesser bei einer Länge von maximal 1 mm sowie dem Einsatz im menschlichen Körper. Weitere wichtige Anforderungen sind die quasistatische Messung sowie die Signalerfassung bis zu einer Frequenz von 1 kHz zur adäquaten haptischen Darstellung von Oberflächen im Gefäßsystem.

Auf Basis der Anforderungen werden bekannte Sensorprinzipien auf ihre Miniaturisierbarkeit und Anwendbarkeit untersucht. Zur Integration in die Führungsdrahtspitze erweisen sich resistive monolithische Silizium-Kraftsensoren zur Mehrkomponenten-Kraftmessung aufgrund der guten Miniaturisierbarkeit und robusten Signalübertragung als besonders geeignet.

Es erfolgt der Entwurf von zwei neuartigen piezoresistiven Sensoren für unterschiedliche Fertigungstechnologien zur Mikro-Strukturgebung. Im Entwurf werden Kriterien zur gezielten Erzeugung mechanischer Spannungen analytisch und numerisch untersucht und die ermittelte mechanische Spannungsverteilung zur optimalen Positionierung der Messwiderstände zur Erfassung eines Drei-Komponenten-Kraftvektors genutzt. Im Besonderen werden die Kriterien zur bestmöglichen Miniaturisierung von piezoresistiven Sensoren in Abhängigkeit der Fertigungstechnologien ermittelt.

Die Entwürfe werden umgesetzt. Dabei erfolgt eine spezielle Anpassung der Technologien Strukturätzen, Vereinzelung der Messelemente sowie Materialbeschaffenheit des Kontaktsystems durch Berechnungen und Vorversuche.

Zur Auswertung des Kraftvektors in Betrag und Richtung mit den hergestellten Kraftmess-elementen werden Signalverarbeitungsalgorithmen entworfen, analysiert und implementiert. Ein neuartiger Ansatz ist die alternierende Beschaltung der Messelemente, die eine externe Auswertung des Kraftvektors mit einer minimalen Anzahl von Anschlussleitungen ermöglicht sowie die Auswertung der Einzelwiderstände einer geschlossenen Vollbrücke erlaubt. Aus den Grundlagen zur Signalverarbeitung wird ein neuartiges Konzept zur Signalgewinnung für ein

zukünftiges Sensorsystem mit auf dem Sensor integrierter Elektronik entworfen und in einen Herstellungsprozess überführt.

Zur Integration der Messelemente in den Führungsdraht muss einerseits die elektrische Kontaktfläche minimiert werden, andererseits müssen sehr lange, reißfeste, robust isolierte Drähte angeschlossen werden. Um diese Fragestellung zu lösen, wird ein spezielles Kontaktierverfahren entwickelt, mit dem es gelingt, sehr definiert mikrostrukturierte Edelmetall-Kontaktbereiche an den Endflächen isolierter Kupferdrähte galvanisch abzuscheiden. Hierdurch wird es möglich, Messelemente stabil zu kontaktieren und mit Standardkomponenten von Führungsdrähten erste Muster von sensorintegrierten Führungsdrähten aufzubauen. Es werden weitere Möglichkeiten zur Optimierung des Führungsdrahtaufbaus aufgezeigt und durchgeführt sowie ein Konzept zum biokompatiblen Packaging umgesetzt.

Zur Verifizierung der Sensoreigenschaften wird ein Messplatz aufgebaut. Hierbei kann eine Referenzkraft in Betrag und Richtung erzeugt, geregelt und in das Mikro-Messelement eingekoppelt werden. Der Ablauf der Kalibrierung erfolgt automatisiert.

Zum Test der Führungsdrähte mit integriertem Kraftsensor und zur Validierung des Konzeptes HapCath erfolgt der Aufbau der speziell angepassten externen Signalelektronik zur Auswertung der Kraftsensoren sowie zur Ansteuerung von Aktoren. Es wird ein einfaches haptisches Display entworfen und der taktile Führungsdraht mit der Signalelektronik und dem haptischen Display erstmalig zum Assistenzsystem HapCath zusammengeschaltet. An einem Gefäßmodell wird nachgewiesen, dass mit dem aufgebauten haptischen Führungsdraht Aderabzweige sowie Ablagerungen und Hindernisse im Gefäßsystem haptisch dargestellt und damit erkannt werden können. Dies ermöglicht erstmalig eine intuitive Navigation des Drahtes im praktischen Versuch.

Als Gesamtergebnis werden in dieser Arbeit die kleinsten bekannten Kraftsensoren mit Abmessungen von $200 \cdot 200 \cdot 630 \mu\text{m}^3$ entworfen und gefertigt. Es wird der Nachweis erbracht, dass mit den Sensoren Kräfte in Richtung und Amplitude mit einem Gesamtfehler $< 6\%$ ermittelt werden können. Bei uniaxialer Belastung sind Messfehler $< 1,6\%$ realisierbar. Die an die Sensoren gestellten Anforderungen werden erfüllt. Es wird erstmalig der Nachweis der Nutzbarkeit des Gesamtsystems HapCath erbracht. Die gewonnenen Erkenntnisse können für weitere mikrosensorische Fragestellungen genutzt und die entwickelten Bauteile direkt für eine prototypische Entwicklung taktiler Führungsdrähte verwendet werden. Der medizinische Nutzen kann auf Basis dieser Arbeit nun im Rahmen weiterer Studien untersucht werden.

Abstract

During numerous minimally invasive procedures the issue of lacking force feedback arises. This is especially true for the catheterization of the heart where long and thin catheters and guide wires are inserted into the coronary arteries. The force which is supplied onto vessels and depositions by the tip of the instrument cannot be felt by the physician like during open surgery. The aim of this work is the research and development of suitable implementations of force measurement functions into guide wires for catheterizations. This work represents the part „force sensor“ of the project „Haptic Catheter“ (HapCath), where forces at the tip of guide wires shall be measured and displayed to the physician in an amplified way.

In the first part of this work requirements for the integration of force sensors into guide wires are derived. By analysing the catheterization scenarios the optimal position for integration of sensors within the wire are determined. Advantages and limitations of the force measurement are identified. Demanding requirements result from small available space of 360 μm diameter and a length of 1 mm at maximum and from the application within the human body. Additional important requirements are quasi static measurement as well as the signal acquisition at a rate of 1 kHz at least in order to enable adequate haptic feedback of surfaces within the vascular system.

With regard to the requirements determined the miniaturization potential and applicability of established sensor principles are examined. For building sensors to be integrated at the guide wire tip, monolithically integrated piezoresistive silicon force sensors prove to be particular suitable. This is due to their high miniaturization potential and robust signal transmission. Two novel piezoresistive sensors for different micro manufacturing technologies are designed. Criteria for defined generation of mechanical stress are derived and employed analytically and numerically. The stress distributions yield to an optimal positioning of the piezoresistors to measure a three component force vector. In particular, criteria for highest possible miniaturization of piezoresistors in dependence of the manufacturing technologies are identified.

The designs are put into practice. Therefore, special technology adaptations are performed for structural wet and dry etching, separation of the elements as well as for material layers of the contact pad system by calculations and experiments.

To measure the force vector in magnitude and direction new signal processing algorithm are developed, analyzed and implemented. The novel approach of alternated commutation of the signal wires of the sensor elements allows for the determination of absolute single resistor values at the fully closed Wheatstone bridge to determine the force vector. From these basics a new concept for signal processing of a future sensor system with on chip integrated electronic is designed and launched into a manufacturing process.

The integration of the sensor elements into the guide wire is influenced by two oppositional requirements. On the one hand, the electrical contact surface has to be minimized. On the other hand, long, tear resistant, robustly insulated wires have to be contacted. To overcome this contradiction a novel contact technology is developed. It allows for the deposition and

micro structuring of noble metal contact areas at the end surfaces of robust copper wires. Thereby, it becomes possible to contact the sensor elements and to build the worldwide first functional prototypes of guide wires with integrated force sensors. Further options for optimizing the guide wire design are depicted and tested. A concept for biocompatible packaging is put into practice.

For the verification of the sensor characteristics a measuring setup is developed. A three component reference force vector is generated, automatically controlled and coupled into the micro sensor. The calibration process is automated.

For testing the sensor integrated guide wires and for validation of the concept of the assistance system HapCath, a special signal electronic for sensor readout and for the control of actuators for haptic feedback is implemented. A self-designed simple haptic display, the developed tactile guide wire and the signal electronic are joined together to build the functional assistance system HapCath for the first time. By using a model of the human vessels it is proved that vessel branches as well as depositions and obstacles within the vascular system model can be felt and recognized with the tactile guide wire. This enables intuitive navigation of the guide wire in the practical testing for the first time.

As overall result the smallest known force sensors with dimensions of $200 \cdot 200 \cdot 630 \mu\text{m}^3$ are designed and manufactured. Their capability to measure force in magnitude and direction with a total error of $< 6 \%$ is proved. For uniaxial force load measuring errors $< 1,6 \%$ are possible. The derived requirements are fulfilled. For the first time the appropriateness of the overall assistance system for catheterizations (HapCath) is verified. The acquired knowledge can be used to pursue additional micro sensor developments. The developed devices can directly be used to prototype tactile guide wires. Based on this work the medical benefit can be investigated in following studies.

Vorwort

Die vorliegende Arbeit habe ich im Rahmen meiner Tätigkeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter am Institut für Elektromechanische Konstruktionen an der Technischen Universität Darmstadt angefertigt.

Ich bedanke mich in besonderem Maße bei Prof. Dr.-Ing. habil. R. Werthschützky für die Betreuung der Arbeit, den Freiraum bei deren Umsetzung und die uneingeschränkte Unterstützung bei Kooperationen im weiteren wissenschaftlichen und wirtschaftlichen Umfeld. Mein Dank gilt auch Dr. Thorsten Kern, der das Projekt HapCath initiiert und meine Forschungsausrichtung visionär beeinflusst hat.

Mein weiterer besonderer Dank gilt Herrn Dr. med. Jung und Herrn Prof. G. Werner für die praktische medizinische Darstellung im Katheterlabor, die zahlreiche Studenten und ich erleben durften, sowie weiterhin Herrn Prof. Völker, Herrn Prof. Reifart und Herrn Prof. Dönnecke für die Begutachtung des Demonstrators und die wertvollen Anregungen.

Großer Dank gilt auch Herrn Professor Picard, der es mir ermöglicht hat, Sensorprototypen im Reinraum in Zweibrücken zu fertigen. Speziell danke ich Adam Sossala, der mit tatkräftiger Hilfe und großem praktischen Geschick zur erfolgreichen Fertigung der ersten Sensorprototypen beigetragen hat.

Besonderer Dank gilt den Studenten, die mit Ihren Diplom- und Studienarbeiten sowie im Rahmen von Praxissemestern wichtige Teilaspekte erarbeiteten. Besonders hervorzuheben sind Andreas Winterholler, Christoph Budelmann und Carlos Minamisava-Faria, die durch Ihre Motivation besonders zum Projekterfolg beigetragen haben.

Ebenso möchte ich mich auch bei Herrn Dr. Bartuch und Herrn Völlmeke vom CiS in Erfurt bedanken, die meine Ideen und Entwürfe aufnahmen, bei der professionellen Umsetzung unterstützten und die Kraftsensoren nun in großer Menge stabil fertigen können. Sehr angenehm und zielführend war auch die Zusammenarbeit mit Herrn Uihlein und Herrn Schobert von der Firma EPflex, denen ich für die praktische Unterstützung beim Führungsdrahtbau danke.

Bedanken möchte ich mich auch bei den Mitarbeitern am Institut EMK, mit deren fachlicher und freundschaftlicher Unterstützung diese Arbeit erst mit Motivation und Freude umsetzbar geworden ist.

Weiterhin danke ich der Deutschen Forschungsgemeinschaft, die das Projekt unter Fördernummer WE 2308/3-3 förderte.

Besonders danke ich meinen Eltern und meiner Freundin für Ihre Unterstützung.

Darmstadt, im November 2011

Thorsten Meiß

Inhaltsverzeichnis

| | |
|---|-------------|
| Glossar | xi |
| Abkürzungsverzeichnis | xvii |
| Formelzeichen | xix |
| 1 Einleitung | 1 |
| 1.1 Das Projekt HapCath | 1 |
| 1.2 Zielstellung und Aufbau der Arbeit | 3 |
| 2 Katheterisierung von Herzkranzgefäßen | 7 |
| 2.1 Notwendigkeit von Katheterisierungen | 8 |
| 2.2 Ablauf einer Herzkatheterisierung | 10 |
| 2.3 Defizite der gegenwärtigen Technik | 13 |
| 2.4 Ziele des Gesamtsystems | 15 |
| 2.5 Formulierung des Anwendungsbereichs von HapCath | 16 |
| 2.6 Zusammenfassung und Grundfragestellung der Arbeit | 17 |
| 3 Stand der Technik bei Führungsdrähten | 19 |
| 3.1 Aufbau konventioneller Führungsdrähte | 20 |
| 3.2 Auswahl eines geeigneten Führungsdrahtes zur Sensorintegration | 22 |
| 3.3 Stand der Technik von Katheter- und Führungsdrahtsensoren | 23 |
| 3.3.1 Führungsdrähte mit Drucksensor | 24 |
| 3.3.2 Führungsdrähte mit Ultraschall-Doppler-Sensor | 27 |
| 3.3.3 Weitere Sensoren in Führungsdrähten | 28 |
| 3.4 Kraftmessung an der Katheterspitze | 28 |
| 3.4.1 Erste bekannte Versuche zur Kraftmessung an Kathetern | 28 |
| 3.4.2 Kommerzielles System zur Kraftmessung an der Katheterspitze | 29 |
| 3.5 Zusammenfassung zum Stand der Technik bei Führungsdrahtsensoren | 31 |
| 4 Anforderungen an die Kraftsensoren | 33 |
| 4.1 Terminologie der verwendeten Größen | 33 |
| 4.2 Medizinische Zweckbestimmung und Klassifizierung | 35 |
| 4.3 Einbauort des Sensors | 35 |
| 4.4 Geometrische Randbedingungen | 43 |
| 4.5 Materialeigenschaften, Biokompatibilität und Sterilisierung | 44 |
| 4.6 Abschätzung der wirkenden Kräfte | 44 |
| 4.6.1 Kontaktkraft an der Führungsdrahtspitze | 45 |

| | | |
|----------|--|-----------|
| 4.6.2 | Anforderungen aus der Haptik | 46 |
| 4.6.3 | Anforderungen aus der Regelungstechnik | 47 |
| 4.6.4 | Zusammenfassung der Messgrößen | 48 |
| 4.7 | Störgrößen | 49 |
| 4.7.1 | Mechanische Störgrößen | 49 |
| 4.7.2 | Chemische Störgrößen | 50 |
| 4.7.3 | Temperaturschwankungen | 51 |
| 4.7.4 | Elektromagnetische Störgrößen | 51 |
| 4.8 | Anforderungen an die Sicherheit | 52 |
| 4.8.1 | Normvorgaben zur Stabilität von Führungsdrähten | 52 |
| 4.8.2 | Anforderungen an das elektrische System | 52 |
| 4.9 | Zusammenfassung der Anforderungen | 52 |
| 5 | Grundlagen der Kraftmessung und Auswahl physikalischer Messprinzipien | 55 |
| 5.1 | Gestaltung von Verformungskörpern | 57 |
| 5.2 | Bewertung bekannter physikalischer Messprinzipien | 59 |
| 5.2.1 | Mechanische Prinzipien | 61 |
| 5.2.2 | Magnetische Prinzipien | 62 |
| 5.2.3 | Induktive Prinzipien | 63 |
| 5.2.4 | Kapazitive Prinzipien | 63 |
| 5.2.5 | Piezoelektrische Prinzipien | 66 |
| 5.2.6 | Resistive Prinzipien | 67 |
| 5.2.7 | Mechanische Resonanzsensoren | 70 |
| 5.2.8 | Optische Prinzipien | 72 |
| 5.2.9 | Durchführung der Bewertung | 77 |
| 5.2.10 | Diskussion der Bewertung | 78 |
| 6 | Entwurf | 81 |
| 6.1 | Grundlagen zur Anwendung des piezoresistiven Effekts | 81 |
| 6.2 | Beitrag zur Miniaturisierung mit realen Widerständen | 86 |
| 6.3 | Zusammenstellung möglicher Realisierungen | 92 |
| 6.3.1 | Struktur bekannter Messelemente | 92 |
| 6.3.2 | Ableitung günstiger Konstruktionskriterien | 93 |
| 6.3.3 | Ableitung und Auswahl der Messelement-Vorzugsvarianten | 94 |
| 6.4 | Modellannahmen zum analytischen Ansatz | 96 |
| 6.4.1 | Randbedingungen | 98 |
| 6.5 | Ausarbeitung Messelement 1 | 98 |
| 6.5.1 | Funktionsbeschreibung und analytische Berechnung | 98 |
| 6.5.2 | Dimensionierung durch FEM-Simulationen | 102 |
| 6.5.3 | Berechnung der dynamischen Sensoreigenschaften | 105 |
| 6.5.4 | Gewählte und erwartete Kennwerte des Entwurfs 1 | 106 |
| 6.6 | Ausarbeitung Messelement 2 | 108 |
| 6.6.1 | Funktionsbeschreibung und analytische Berechnung | 109 |
| 6.6.2 | Dimensionierung durch FEM-Simulationen | 112 |
| 6.6.3 | Anordnung der Widerstände | 112 |

| | | |
|-----------|---|------------|
| 6.6.4 | Gewählte und berechnete Kennwerte des Entwurfs 2 | 115 |
| 6.7 | Fazit | 116 |
| 7 | Fertigung der Messelemente | 117 |
| 7.1 | Erster Fertigungsdurchlauf von Messelement 1 | 117 |
| 7.1.1 | Übersicht über den Herstellungsprozess 1 | 118 |
| 7.1.2 | Erzeugen der Elementdicke und der Kavität durch Ätzen 1 | 118 |
| 7.1.3 | Vereinzelung 1 durch Sägen | 119 |
| 7.1.4 | Erzielte elektrische Kennwerte | 121 |
| 7.2 | Erster Fertigungsdurchlauf von Messelement 2 | 123 |
| 7.2.1 | Übersicht zum Herstellungsprozess 2 | 123 |
| 7.2.2 | Handlingkonzept, Konturätzen und Vereinzeln | 124 |
| 7.2.3 | Vereinzeln der Messelemente | 125 |
| 7.2.4 | Ergebnisse der ersten Musterfertigung von Messelement 2 | 126 |
| 7.3 | Überarbeitung der Varianten und zweiter Musterdurchlauf | 127 |
| 7.3.1 | Ausblick für eine zukünftige Fertigung | 132 |
| 7.4 | Fazit | 133 |
| 8 | Elektrische Kontaktierung, Integration in den Führungsdraht und Packaging der Sensoren | 135 |
| 8.1 | Mikro-Kontaktierung des Messelementes zur Integration im Führungsdraht . | 136 |
| 8.2 | Spezieller Führungsdrahtaufbau | 140 |
| 8.3 | Packaging der Sensoren | 141 |
| 8.4 | Oberflächenbehandlung der Sensoren | 145 |
| 8.5 | Fazit | 145 |
| 9 | Sensor-Signalverarbeitung im Gesamtsystem | 147 |
| 9.1 | Ableiten der Sensorkalibrierung | 148 |
| 9.2 | Auswertung von Widerstandsbrücken | 153 |
| 9.2.1 | Brückenausgangsspannung | 153 |
| 9.2.2 | Einzelwiderstände – Ermittlung der Kraftkomponenten | 154 |
| 9.2.3 | Bestimmung des Leitungswiderstandes | 155 |
| 9.2.4 | Einzelwiderstandsbestimmung an einer geschlossenen Vollbrücke . . . | 156 |
| 9.3 | Aufbau einer angepassten Signalelektronik | 159 |
| 9.4 | Kalibrierung der elektrischen Messkette | 161 |
| 9.5 | Monolithisch integrierte Sensorelektronik | 166 |
| 9.6 | Fazit | 166 |
| 10 | Messtechnische Charakterisierung der Sensoren | 169 |
| 10.1 | Festlegen der zu bestimmenden Kennwerte | 169 |
| 10.2 | Eigenschaften des entwickelten Kalibriermessplatzes | 170 |
| 10.2.1 | Kalibriermessplatz I | 170 |
| 10.2.2 | Kalibriermessplatz II | 172 |
| 10.3 | Charakterisierung der Muster aus der ersten Serie | 175 |
| 10.3.1 | Vorbereitung | 175 |
| 10.3.2 | Vermessung ohne Packaging | 175 |

| | |
|---|------------|
| 10.3.3 Vermessung mit Packaging | 178 |
| 10.4 Vermessung der Messelemente aus Musterfertigung II | 180 |
| 10.4.1 Durchführung der Kraftvektorkalibrierung am Beispiel K02 | 182 |
| 10.5 Zusammenfassung der Ergebnisse und Ausblick | 188 |
| 11 Validierung der Anforderungen an das Assistenzsystem am Demonstrator | 191 |
| 11.1 Integration aller Komponenten zu einer Testumgebung für haptische Katheterisierungen | 191 |
| 11.1.1 Aufbau der Sensorelektronik, Signalverarbeitung und Aktor-Steuerung | 191 |
| 11.1.2 Bedieneinheit mit elektrodynamischer Aktorik | 193 |
| 11.1.3 Aufbau eines Demonstrators für das Assistenzsystem | 194 |
| 11.2 Erprobung des Gesamtsystems | 195 |
| 11.3 Fazit | 199 |
| 12 Ausblick und Zusammenfassung | 201 |
| 12.1 Ausblick | 201 |
| 12.2 Zusammenfassung der Ergebnisse | 203 |
| Literaturverzeichnis | 207 |
| Eigene Publikationen | 219 |
| Verzeichnis der Kooperationspartner | 223 |
| A Ergänzende Szenarien bei Katheterisierungen | 225 |
| B Graphische Berechnung der piezoresistiven Koeffizienten und des Widerstandsbelags | 229 |
| C Erweiterte Darstellung der Fertigungsabläufe | 233 |
| D Ergänzungen zur Integration in den Führungsdraht | 245 |
| E Ergänzungen zur Signalverarbeitung | 247 |
| F Aufbau des Kalibriermessplatzes und weitere Messkennlinien | 251 |

Glossar

Ablation Abtrag von Ablagerungen, z. B. mittels Hochfrequenzelektrode.

Aktorik In dem Kontext der Arbeit die kraftabgebende Einheit in der haptischen Bedieneinheit.

Aneurisma Aussackung im Gefäßverlauf, die häufig geringere Stabilität aufweist und mechanisch besonders empfindlich ist.

Angina Pectoris Minderdurchblutung des Herzens

ANSYS Programm zur Simulation von mechanischen und gekoppelten physikalischen Problemen mittels der Finiten-Elemente-Methode.

Arteria femoralis Oberschenkelarterie

Auflösung des Messsignals Kleinste reproduzierbare messgrößenabhängige Änderung des Messwerts, die sich vom Rauschen der Sensormesswerte abhebt.

Aufbau- und Verbindungstechnik Umfasst Techniken zur mechanischen und elektrischen Verbindung von Einzelkomponenten zum Aufbau eines Gesamtsystems, z. B. eines Sensors.

C-Bogen Schwenkbare Einheit aus Röntgenquelle und -detektor.

Channeling Ausbildung eines leitfähigen Kanals, z. B. durch Inversion der Dotierung durch elektrische Feldstärke.

Corosim Koronarsimulator, Herzmodell der Fa. Mecora für kardiologische Trainingszwecke.

DIP-Schalter Schalter im „Dual-Inline-Package“-Format.

distal Das vom Operateur wegzeigende, hier im Patienten befindliche Ende.

EC-Motor Elektronisch kommutierter Motor

Eigenresonanzfrequenz des gedämpften Schwingers ω_d Kennkreisfrequenz, mit der ein gedämpftes, schwingfähiges System ausschwingt.

Ejektionsfraktion Auswurfvolumen der linken Herzkammer bei einem Herzschlag im Verhältnis zum Gesamtvolumen der Kammer.

ESMA-Analyse über EDX Elektronenstrahlmikroanalyse im Elektronen-Rastermikroskop, bei der über die Energieniveaus der Röntgenrückstrahlung an örtlich begrenzten Punkten die Materialzusammensetzung bestimmt werden kann.

fibrös Durch den Blutgerinnungsfaktor 1 (Fibrin) gebildete Ablagerung.

Fissur Spalte oder Furche

French Das French (Fr) ist eine verbreitete Einheit zur Angabe der Durchmesser bei Kathetern und Führungsdrähten. Es gilt $1 \text{ Fr} = 0,33 \text{ mm}$.

Giant-Magneto-Resistiver Effekt Aufgrund von Tunneleffekten in dünnen Schichtstrukturen ist der elektrische Widerstand stark von der magnetischen Flussdichte abhängig

haptisch Den Tastsinn betreffend. Unterteilt in kinästhetische und taktile Wahrnehmung.

Herzinsuffizienz Verringerte Förderleistung des Herzens

Herzkatheterisierung Katheterisierung der Herzkammer und der herznahen Gefäße z. B. zur Darstellung (Angiographie) und Wiederöffnen der Gefäße (Koronarintervention).

Hysteresefehler Maximale Abweichung der auf- und absteigenden Kennlinie nach Be- und Entlastung des Messobjektes an einem Bezugspunkt, bezogen auf den Nennwert.

Hämodynamik Die Dynamik des Blutflusses, hier bezogen auf die mechanische Beweglichkeit der Herzkammern, das Blutflussvolumen, die Blutdrücke, usw.

Ischämie Minderdurchblutung, beispielsweise durch Verschluss von Blutgefäßen.

induzierte Ischämie Unter Stress oder Medikamentengabe beobachtbare Unterversorgung des Muskels.

manifestierte Ischämie Dauerhafte Unterversorgung des Muskels.

zerebrale Ischämie Minderdurchblutung des Gehirns mit Unterversorgung aufgrund abgelöster Thromben aus dem Herzen.

isotrop Isotrope Materialien weisen in alle Raumrichtung gleiche Eigenschaften auf.

jnd Just-noticeable difference, Gerade noch wahrnehmbare Änderung zwischen zwei Wertstufen. Hier: Wahrnehmungsschwelle.

kalzifizierte Plaque Kalkhaltige Ablagerung im Gefäßsystem. I. d. R. ältere, langsam wachsende Ablagerung mit harter, rauer Oberfläche.

Kinking Plastische Verbiegung des Führungsdrahtes, das die Navigierbarkeit verringert.

Klappenöffnungsfläche Die normale Klappenöffnungsfläche liegt bei 4–6 cm².

Koronarangiographie Darstellung der Herzkranzgefäße mittels Röntgenbilddarstellung und Kontrastmittel.

Koronarintervention Eingriff an der Morphologie des Herzen zur Behandlung von Funktionsstörungen.

LabView Programmiersprache von National Instruments zum Messen, Steuern, Regeln und für komplexe Berechnungen und Visualisierungen.

Lamorfrequenz In der Magnetresonanztomographie (*MRT*) die Präzessionsfrequenz der Protonen unter dem induzierten Gleichfeld. Die Anregung der Hochfrequenz entspricht dieser Frequenz um die Präzession der Protonen zu synchronisieren.

Linearitätsfehler Maximale Abweichung der mittleren Istkennlinie von einer Ausgleichsgeraden durch den Nullpunkt und den Maximalwert, bezogen auf den offsetfreien Maximalwert.

Linksherzkatheterisierung Katheterisierung der linken Herzkammer und des arteriellen, mit Sauerstoff angereicherten Blutkreislaufes des Herzens.

Lipid Fett

Läsion allgemein: Störung, häufig im Sinne von: Verletzung.

Medici Programm von Synopsys zur Simulation elektrischer Charakteristika von Halbleitern.

Messung der Kreislaufwiderstände Bestimmung der Flusswiderstände im linken und rechten Blutkreislauf über Druck- und Flussmessung.

Myokard Herzmuskel

Myokardinfarkt Minderdurchblutung des Herzmuskels mit Absterben von Muskelgewebe.

Nitinol Formgedächtnismaterial, das aufgrund seiner Eigenschaften sehr große Verformungen zulässt. Akronym für Nickel Titanium Naval Ordnance Laboratory.

Obstruktion Behinderung im Gefäßverlauf.

Okklusion Komplettverschluss des Blutgefäßes

Palpieren Abtasten

Piezoresistiver Effekt Die Änderung des spezifischen Widerstandes in Abhängigkeit von mechanischer Spannung.

Piezoresistiver Längseffekt Piezoresistiver Effekt für eine Widerstandsausrichtung, bei der Stromrichtung und mechanische Normalspannung parallel ausgerichtet sind.

Piezoresistiver Quereffekt Piezoresistiver Effekt für eine Widerstandsausrichtung, bei der Stromrichtung und mechanische Normalspannung senkrecht zueinander ausgerichtet sind.

Pile-Up Anreicherung des Dotierstoffs an der Grenzschicht eines Materialsystems aufgrund erhöhter Affinität.

Plaque Ablagerung in den Gefäßen

proximal Das zum Operateur hinzeigende, hier außerhalb des Patienten befindliche Ende.

PSpice Netzwerksimulationsprogramm

Punch-Through-Effekt Zusammenlaufen von Raumladungszonen aufgrund von angelegter Spannung und beginnender Stromfluss durch die eigentlich gesperrte Diode.

Punktion Öffnen eines Gefäßes, z. B. einer Arterie in einem kleinen Bereich, um einen Zugang zum Gefäßsystem zu schaffen.

Reduzierter Fehler Absolute Abweichung vom Sollwert, bezogen auf die Messspanne.

Rekanalisierung Wiederöffnung

Ringer-Lösung Isotone Elektrolytlösung.

Ruptur Zerreißung

Schleifen Spanendes, wegbestimmtes Verfahren mit geometrisch unbestimmter, gebundener Schneide.

Schwellenspannung Elektrische Spannung, bei der eine Inversion der Substratladungsart eintritt und Channeling beginnt. Auch Thresholdspannung bei MOSFET-Anordnungen

Seele Der Kerndraht des Führungsdrahtes der maßgeblich die Biegesteifigkeit bestimmt.

Segregation Räumliche Aufteilung von Elementen durch Entmischung.

Shape-From-Motion-Methode Spezielle Methode zur Kalibrierung mechanischer Sensoren mittels geringer Anzahl exakt bekannter Referenzvektoren.

Spektrale Rauschleistungsdichte Verteilung quadrierter stochastischer Spannungspegel, aufgelöst nach der ihrem Frequenzspektrum.

Spin-On-Dopant Ein Verfahren, bei dem eine durch Spin-Coating aufgetragene Emulsion bei nachfolgender Temperung einen Dotierstoff freisetzt.

Stenose Engstelle im Blutgefäß

Hauptstammstenose Verengung in der Aorta

Stenting Durch Setzen eines Drahtgeflechts (Stent) wird versucht, das Gefäß über einen möglichst langen Zeitraum von mehreren Jahren geöffnet zu halten.

Stick-Slip-Effekt Werden Materialien, die Haftreibung zu Oberflächen aufweisen, bewegt, so kann periodisches Haften und Gleiten auftreten.

Strukturauflösung Breite der kleinsten herstellbaren Linienstruktur.

Störgrößen-Einflussfaktor Gibt den Einfluss von Störgrößen auf das Messsignal an. Durch Verwendung eines Modells können unter Messung der Störgröße systematische Abweichungen korrigiert werden.

Superelastizität Durch eine spezielle Gefügeänderung gehen auch sehr starke Verformungen selbständig wieder zurück.

Teleoperationssystem Ein Operationssystem, bei dem der behandelnde Arzt vom Patienten räumlich getrennt ist.

Temperatur-Einflusskoeffizient Gibt den linearen Einfluss der Temperatur ϑ an.

Temperatur-Einflusskoeffizient auf den Nullpunkt Gibt den Einfluss der Temperatur ϑ auf die Änderung der Nullpunktspannungen $U_{0,i}$ an.

Temperatur-Einflusskoeffizient auf die Übertragungsfaktoren Gibt den linearen Einfluss der Temperatur ϑ auf die Änderung der Übertragungsfaktoren B_{ij} an.

Thermische Zeitkonstante τ_{th} Zeitdauer, die benötigt wird, bis nach einem Temperatursprung die Ausgangssignale 63 % von Ihrem späteren Endwert erreicht haben.

Thrombus Blutpfropfen, z. B. Blutgerinnsel, in einem Blutgefäß.

TSUPREM Programm zur Simulation von Halbleiterfertigungsprozessen von Synopsys (Taurus-TSUPREM-4).

Ventrikel Herzkammer

Ventrikelfunktion Neben der Ejektionsfraktion werden weitere Parameter wie die Beweglichkeit der Kammerwände bestimmt.

vulnerabel verletzlich

vulnerable Plaque Ablagerungen im Gefäßsystem. Häufig mit weichem, fetthaltigem Kern und verletzlicher Oberfläche.

Zweckbestimmung Angabe des Nutzungsbestimmung des späteren Medizinproduktes. Die Festlegung ist Teil der Anforderungsermittlung.

Übersprechen der einzelnen Kraftkomponenten Auch nach mathematischer Korrektur der Sensorsignale bewirkt eine Krafteinleitung mit einer Kraftkomponente eine geringfügige Änderung der anderen gemessenen Kraftkomponenten.

Übertragungsfaktor Offsetfreie Ausgangsspannung U_i bezogen auf die nominellen Kraftkomponente $F_{n,j}$.

Übertragungsfunktion $B_{\omega,i}$ Gibt das Verhältnis des Ausgangssignals bezogen auf das Anregungssignal über der Anregungsfrequenz für die Kraftkomponenten F_i an und kann als Amplituden- und Phasendiagramm angegeben werden.

Abkürzungsverzeichnis

| | |
|--------------------------------|--|
| Si _x N _y | Siliziumoxynitrid. |
| ADC | Analog-Digitalkonverter. |
| AFM | Rasterkraftmikroskopie/ <i>Atomic Force Microscopy</i> . |
| BAW | Volumenwelle/ <i>Bulk Acoustic Wave</i> . |
| CAD | Rechnergestützte Konstruktion/ <i>Computer Aided Design</i> . |
| CFR | Koronare Flussreserve/ <i>Coronary Flow Reserve</i> . |
| DAC | Digital-Analogkonverter. |
| DFG | Deutsche Forschungsgemeinschaft. |
| DMS | Dehnungsmessstreifen. |
| DOE | Statistische Versuchsplanung/ <i>Design of Experiments</i> . |
| ESMA | Elektronenstrahlmikroanalyse. |
| FBG | Faser-Bragg-Gitter. |
| FEM | Finite-Elemente-Methode. |
| FFR | Fraktionelle Flussreserve/ <i>Fractional Flow Reserve</i> . |
| Fr | Das French (Fr) ist eine verbreitete Einheit zur Angabe der Durchmesser bei Kathetern und Führungsdrähten. Es gilt 1 Fr = 0,33 mm. |
| GMR | Giant-Magneto-Resistiv. |
| HapCath | Haptic Catheter: Projektbezeichnung des DFG Förderprojektes WE 2308/3-1 sowie des in dieser Arbeit beschriebenen Assistenzsystems. |
| IMR | Widerstandsindex der Mikrozirkulation/ <i>Index of Microcirculatory Resistance</i> . |
| jnd | Unterscheidungsschwelle/ <i>Just-noticeable difference</i> . |

| | |
|--------|--|
| KHK | Koronare Herzkrankheit: Krankhafte Verengung oder Verschluss der Herzkranzgefäße mit Minderdurchblutung und Unterversorgung des Herzmuskels. |
| LPCVD | Low Pressure Chemical Vapor Deposition. |
| LWL | Lichtwellenleiter. |
| MCU | Mikrocontroller/ <i>Micro Controller Unit</i> . |
| MEMS | Micro-Electro-Mechanical-System: Ein Mikrosystem, welches mechanische und elektrische Funktionen aufweist. |
| MOSFET | Feldeffekt-Transistor/ <i>Metal Oxide Field Effect Transistor</i> . |
| MPG | Medizinproduktegesetz. |
| MRT | Magnetresonanztomographie: Bildgebung über magnetische Anregung des Kernspins zur Darstellung des Körperinneren. |
| PC | Personal Computer. |
| PMMA | Polymethylmethacrylat – Plexiglas. |
| PTCA | Perkutane Transluminale Coronare Angioplastie. |
| RLZ | Raumladungszone. |
| RTA | Kurzzeitausheilung von Kristallgittern/ <i>Rapid Thermal Annealing</i> . |
| SAW | Oberflächenwelle/ <i>Surface Acoustic Wave</i> . |
| SPI | Serial Peripheral Interface. |
| USB | Universal Serial Bus. |
| VSD | Ventrikelseptumdefekt: Loch in der Herzscheidewand. |

Formelzeichen

| | | |
|------------------|--|---------------------|
| A_{Lat} | Strukturauflösung | m |
| A | Flächengröße | m ² |
| B | magnetische Flussdichte | Vs/m ² |
| D | Durchmesser | m, Fr |
| E | elektrische Feldstärke | V/m |
| E | Elastizitätsmodul | N/mm ² |
| F' | Berechnete Kraft | N |
| FFR | Druckabfall über Stenose | % |
| F | Kraft | N |
| I | Flächenträgheitsmoment | m ⁴ |
| I | Intensität des Lichtes | W/sr |
| J | elektrische Stromdichte | A/m ² |
| M | Drehmoment | Nm |
| N | Dotierkonzentration | 1/cm ³ |
| R_{\square} | Flächenwiderstand | Ω |
| R | elektrischer Widerstand | Ω |
| S | Biegesteifigkeit | Nmm |
| T | mechanische Spannung | N/m ² |
| U | elektrische Spannung | V |
| U | Messunsicherheit | |
| Φ | magnetische Durchflutung | A |
| B_{ω} | dynamische Übertragungsfunktion | mV/N |
| B | Übertragungsfunktion | mV/N |
| K | Messfunktion | N/mV |
| μ_n | Beweglichkeit der Elektronen im Leitungsband | cm/Vs |
| μ_p | Beweglichkeit der Löcher im Valenzband | cm/Vs |
| ν | Querkontraktionszahl | |
| ϕ_F | Fermipotential | V |
| ρ | spezifischer elektrischer Widerstand | Ωcm |
| σ | spezifische Leitfähigkeit | 1/ Ωm |
| θ | absolute Temperatur | K |
| ϑ | Temperatur | °C |
| ζ | Auslenkung eines Systems | m |
| a | Höhe | m |
| b | Breite | m |
| d | Abstand | m |
| d | Dicke | m |

| | | |
|------------|--------------------------|---------|
| f | Frequenz | Hz |
| l | Länge | m |
| p | Druck | Pa |
| q, e | Elementarladung | C |
| t | Zeit | s |
| w | Durchbiegung | m |
| MFLOP | Fließkommaberechnungen | 1/s |
| Shorehärte | Härte von Polymerstoffen | Shore A |

1 Einleitung

1.1 Das Projekt HapCath

Allein in Deutschland werden pro Jahr mehr als 1,1 Millionen¹ *Herzkatheterisierungen* durchgeführt². Statistische Erhebungen belegen für das Jahr 2009 mehr als 10.000 Katheterisierungen des Herzens pro 1 Million Einwohner in Deutschland [27]. Damit sind Herzkatheterisierungen die am häufigsten durchgeführten medizinischen Eingriffe am Menschen [60].

Die Herzkatheterisierung dient dabei sowohl diagnostischen als auch therapeutischen Zwecken. Die Hauptanwendung liegt in der vertiefenden Diagnose und Behandlung von Arteriosklerose, bei der verschiedene Arten von Ablagerungen in den Herzkranzgefäßen (Plaque) zu einer Verringerung des inneren Querschnitts, und somit zur Minderdurchblutung und zu Angina Pectoris oder Herzinfarkt führen können (Kap. 2).

Zur minimalinvasiven Diagnose und Behandlung von Arteriosklerose wird ein Führungsdraht, in der Regel von der Leiste aus, durch die Arteria femoralis in das Gefäßsystem des Patienten eingeführt und bis in die Herzkranzgefäße an die zu behandelnde Stelle, z. B. durch die Ablagerung, geschoben. Die Navigation des Drahtes erfolgt durch Drehen und Schieben am äußeren Drahtende, wodurch die vordere gebogene Spitze innerhalb des Gefäßsystems in verschiedene Aderabzweigungen geführt werden kann. Die Position des Drahtes wird durch zweidimensionale Röntgenbildgebung unter Zugabe einer limitierten Menge Kontrastmittel überwacht. Um Punktionen der Gefäßwände zu verhindern, wird für die gebogene Spitze des Drahtes eine hohe Nachgiebigkeit gefordert. Die an der Führungsdrahtspitze entstehenden Kräfte liegen im Bereich bis maximal 200 mN (Kap. 4). Die zur Navigation relevanten, an der Spitze des Drahtes auftretenden Kräfte liegen aber meistens wesentlich darunter, im Bereich bis 20 mN [71]. Diese Kontaktkräfte werden durch deutlich größere Reibkräfte, die beim Verschieben des Drahtes im Einführungskatheter und an der Gefäßwand entstehen, überlagert. Dies führt dazu, dass dem behandelnden Arzt kein fühlbarer Eindruck der Kräfte an der Führungsdrahtspitze möglich ist. Damit ist er für die Navigation des Drahtes ausschließlich auf das Röntgenbild angewiesen. Ein einfaches, intuitives Navigieren durch Wahrnehmung der auftretenden Interaktionskräfte zwischen Führungsdrahtspitze und Gefäßwand, also ein Tasten durch die Gefäße, ist derzeit deshalb nicht möglich.

¹Hiervon entfallen 864 517 Fälle auf diagnostische Linksherzkatheter-Untersuchungen und 310 166 auf Perkutane Transluminale Coronare Angioplastie (PTCA). In einem Jahr wiederholt behandelte Patienten werden mehrfach gezählt.

²[67] gibt für alle *Koronarangiographien* und *Koronarinterventionen* (Kap. 2) zusammen für 2009 eine Zahl von 676.138 an.

Um dem Mediziner eine haptische Darstellung der Kräfte an der Führungsdrahtspitze zu ermöglichen, wird im Rahmen eines durch die Deutsche Forschungsgemeinschaft (DFG) geförderten Projektes das „Haptische Assistenzsystem für Katheterisierungen“ – HapCath – entwickelt [70]. Interaktionskräfte zwischen der Führungsdrahtspitze und der Aderwand sollen durch in die Drahtspitze integrierte Kraftsensoren [94, 95, 96] gemessen und extracorporal mittels Aktoren [74, 75] verstärkt auf den Draht rückgekoppelt werden (Abb. 1.1). Durch diese Kraftdarstellung wird dem Kardiologen ein Assistenzsystem zur Verfügung gestellt [70, 92], welches einen haptischen Eindruck der Interaktionskräfte im Gefäßsystem vermittelt. Durch „Ertasten“ sollen die Navigation des Drahtes vereinfacht, das Komplikationsrisiko gesenkt und die Behandlungszeiten verkürzt werden.

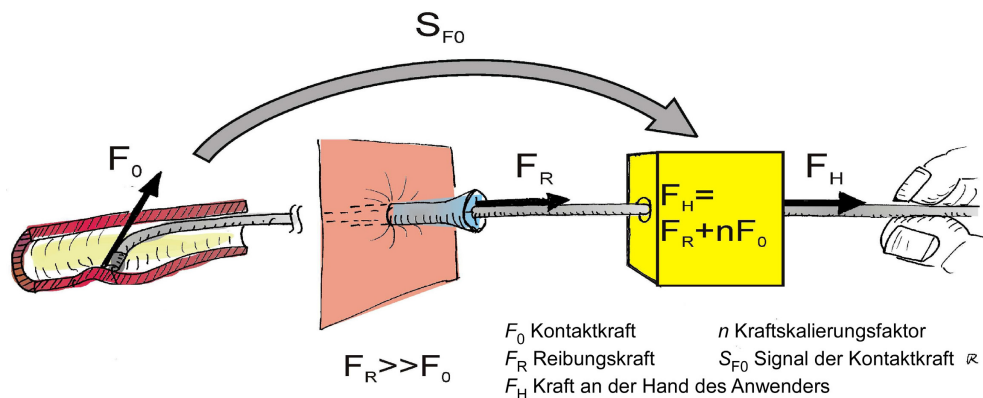


Abb. 1.1: Prinzipskizze des Assistenzsystems für Katheterisierungen HapCath.

Die Kräfte werden an der Führungsdrahtspitze gemessen, als Signale übertragen und mittels Aktoren verstärkt auf den Draht rückgekoppelt. Die Handkraft F_H ergibt sich aus der Reibungskraft F_R des Führungsdrahtes im Katheter und in den Arterien, plus der gemessenen Kraft F_0 , skaliert mit dem Verstärkungsfaktor n [70].

In einer vorangegangenen Forschungsarbeit von KERN [70] wird die notwendige Struktur des Assistenzsystems HapCath abgeleitet. Es werden medizinische Anforderungen an das Gesamtsystem bestimmt und eine neuartige Entwurfsmethodik zur Entwicklung von Geräten mit haptischer Schnittstelle vorgeschlagen. Die Arbeit von KERN [70] schließt mit prinzipiellen Umsetzungen und ersten Demonstratoren für die haptische Schnittstelle – Bedieneinheit (*Aktorik*) – sowie einem ersten Sensormuster zur Kraftmessung an Katheterspitzen. Allerdings wird schon hier die Messung an der Führungsdrahtspitze und nicht am Katheter selbst als besonders zielführend zur Verbesserung von Katheterisierungen ermittelt. Aus den Ergebnissen der Arbeit KERN werden zwei Aufgabenbereiche zur weiteren Umsetzung von HapCath abgeleitet und als Forschungsprojekt bei der DFG beantragt und genehmigt.

Im Fokus liegen dabei erstens die Erforschung von Möglichkeiten zur Erfassung der Wechselwirkungskräfte an der Führungsdrahtspitze und zweitens deren haptische Darstellung für den Kardiologen. Die Erfassung der Wechselwirkungskräfte an der Führungsdrahtspitze bildet die Aufgabenstellung für diese vorliegende Forschungsarbeit.

1.2 Zielstellung und Aufbau der Arbeit

Ziel dieser Arbeit ist die Bereitstellung geeigneter, hoch miniaturisierter Kraftsensoren zur Integration in den Führungsdraht für Herzkatheterisierungen. Wesentliche wissenschaftliche Fragestellungen sind hierbei:

- das Ableiten der Anforderungen an den Miniatur-Kraftsensor,
- der Entwurf der Sensoren,
- das biokompatible Packaging,
- die Signalverarbeitung,
- die Charakterisierung der Sensoren im Kraftmessstand
- sowie eine erste Validierung des Systems im Herzmodell.

Hierzu werden im Kapitel 2 die Grundlagen der Katheterisierung vorgestellt, anhand derer das Konzept des Assistenzsystems mit haptischer Rückmeldung – HapCath – abgeleitet wird.

Das Kapitel 3 behandelt die Analyse des Standes der Technik derzeitiger verwendeter Führungsdrähte. Es werden der innere Aufbau und die relevanten mechanische Kenngrößen vorgestellt. Die Kenngrößen stellen die grundlegenden Randbedingungen für den Sensorentwurf in Kapitel 6 dar. Neben der Zusammenstellung von konventionellen, sensorlosen Führungsdrähten, erfolgt im zweiten Teil des Kapitels 3 die Darstellung von Führungsdrähten und Kathetern mit integrierten Sensoren und den entsprechenden weiteren Systemkomponenten im Stand der Technik.

Im Kapitel 4 erfolgen die Ableitung und Zusammenfassung quantifizierter Anforderungen an Kraftsensoren zur Integration in Führungsdrähte. Neben den geometrischen und den Materialanforderungen werden die medizinische Zweckbestimmung und der Einbauort des Sensors festgelegt. Auf Grundlage von Erkenntnissen aus der haptischen Wahrnehmung des Menschen sowie aus Anforderungen des regelungstechnischen Systems können die zulässigen Fehlergrenzen der Messgrößen festgelegt werden. Es werden die Anforderungen an das biokompatible Packaging und die maximal zulässigen Kosten dargestellt. Abschließend werden die Anforderungen als Randbedingungen für den Sensor- und Systementwurf tabellarisch zusammengefasst. Aus der Aufarbeitung des Standes der Technik ergibt sich in Kombination mit den Anforderungen aus der medizinischen Anwendung die Notwendigkeit zur Entwicklung neuartiger Kraftsensoren.

Mit den Anforderungen nach Kapitel 4 erfolgt in Kapitel 5 eine Übersicht über mögliche Lösungswege zum Aufbau miniaturisierter Kraftsensoren anhand von physikalischen Wirkprinzipien. Für ausgewählte Prinzipien werden Konzepte vorgestellt und mittels abgeleiteter Bewertungskriterien auf Ihre Umsetzbarkeit und Eignung zum Aufbau von miniaturisierten Kraftsensoren für Herzkatheterisierungen überprüft. Es werden drei erfolgversprechende Prinzipien bestimmt. Dies sind das piezoresistive Wirkprinzip sowie zwei Prinzipien mit optischem Modulator. Auf der Grundlage einer abschließenden Bewertung erfolgt die Auswahl von Sensoren in Siliziumtechnik mit piezoresistivem Wirkprinzip.

Das Kapitel 6 stellt den Entwurf von zwei Typen neuartiger Silizium-Kraftsensoren dar. Beide Messelemente weisen unterschiedliche Strukturen auf und werden unter Berücksichtigung der Gestaltungsrichtlinien unterschiedlicher Mikro-Fertigungstechnologien entworfen. Um die Kraft bei unterschiedlichen Kraftrichtungen messen zu können, werden die Messelemente zur Kraftvektormessung ausgelegt. Es werden die Entwurfgrundlagen für piezoresistive Sensoren dargestellt und für miniaturisierte Sensoren erweitert. Die analytischen Berechnungen werden vorgestellt und nachfolgend die Messelementparameter mittels FEM-Simulationen verfeinert. Das Kapitel schließt mit einem angepassten Vorlayout für den jeweiligen Sensortyp mit optimierter Lage von Messwiderständen. Diese Vorlayouts werden im Kapitel 7 auf die jeweiligen Fertigungsparameter angepasst.

Ausgehend von einem verfügbaren Halbleiterprozess wird in Kapitel 7 die Musterfertigung der Messelemente dargestellt. Nach einem ersten Musterdurchlauf erfolgt eine zweite verbesserte Fertigung weiter angepasster Messelemententwürfe.

Im Kapitel 8 erfolgt die Darstellung der Integration der Sensoren in den Führungsdraht. Ausgehend vom Stand der Technik bei elektrischen Kontaktierungen von Mikro-Elektro-Mechanischen Systemen (MEMS) wird die Entwicklung eines geeigneten, neuartigen Kontaktierverfahrens mittels Mikro-Kupferkabeln vorgestellt. Es wird ein Verfahren für die Integration der Leiter in den Führungsdraht entwickelt und ein Konzept für einen elektrischen Stecker am proximalen Führungsdrahtende gezeigt. Zur speziellen Energie- und Signalübertragung im Führungsdraht werden verschiedene Kontaktierverfahren aufgebaut, getestet und etabliert. Der Führungsdrahtaufbau wird in drei Varianten aufgezeigt und getestet. Auf Grundlage der Anforderungen an die Stabilität der Sensoren an der Führungsdrahtspitze und dem Einsatz im Körper wird ein Packagingkonzept vorgestellt und umgesetzt. Die Darstellung der Ergebnisse erfolgt dann in Kapitel 10 und 11.

Der Entwurf der Sensorsignalverarbeitung erfolgt speziell angepasst an die Mikro-Kraftsensoren und deren Anwendung in Kapitel 9. Ausgehend von bekannten Kalibriermodellen werden spezielle Methoden zur Kraftvektor-Kalibrierung der Mikro-Kraftsensoren aufgezeigt. Es wird eine neue Signalverarbeitungsmethode, die Ausmessung von Brückenwiderständen über „alternierenden Beschaltung“, abgeleitet. Diese ermöglicht es, mit einer reduzierten Anzahl von elektrischen Leitungen die Werte aller Mess- und Leitungswiderstände an einer geschlossenen Vollbrücke zu bestimmen. Hierdurch wird die Sensorinformation unter gegebener Leitungsanzahl für eine Kalibrierung und Anwendung der Sensoren maximiert. Es können hierdurch der volle Kraftvektor sowie weitere Größen, beispielsweise der Temperatureinfluss, erfasst werden. Es wird ein Schaltungskonzept vorgestellt und umgesetzt. Die Tauglichkeit der alternierenden Beschaltung zur Widerstandsbestimmung wird experimentell überprüft.

Die Charakterisierung und damit die Verifizierung der Leistungsfähigkeit der Sensoren erfolgt im Kapitel 10. Zur Vermessung der Mikrosensoren werden zwei aufgebaute Kalibrier-Messplätze zusammenfassend dargestellt. Es erfolgt die messtechnische Charakterisierung der Messelemente für einzelne Kraftrichtungen – sowohl ohne als auch mit Packaging. Abschließend werden die Kraftvektorkalibrierung durchgeführt und die ermittelten Kennwerte zusammengefasst.

Eine erste Validierung der Sensoren und des Gesamtsystems HapCath erfolgt im Kapitel 11. Hierzu werden der Aufbau einer einfachen haptischen Bedieneinheit und einer Signalelektronik dargestellt. Das Ergebnis ist eine spezielle Elektronik zur Echtzeitverarbeitung der Sensorsignale zur Auswertung des Kraftvektors an der Führungsdrahtspitze sowie zur Ansteuerung von zwei elektrisch kommutierten Gleichstrommotoren zur haptischen Kraftdarstellung in der entwickelten haptischen Bedieneinheit. Es erfolgt das Zusammenführen der Komponenten haptischer Führungsdraht, Signalelektronik und haptisches Display zum Gesamtsystem HapCath. Der Aufbau einer Umgebung zur Durchführung realistischer Katheterisierungen am Herzmodell und die Integration der Komponenten in diese Umgebung ermöglichen eine realistische Simulation verschiedener Anwendungsszenarien. Das System mit haptischer Rückmeldung wird durch medizinische Erfahrungsträger begutachtet. Es werden Tests am Gefäßmodell durchgeführt.

Die Arbeit schließt in Kapitel 12 mit einer Zusammenfassung der Ergebnisse der Arbeit. Es wird die Tauglichkeit der Sensoren für das System HapCath abgeschätzt. Darüber hinaus werden weitere Entwicklungspotentiale, weitere Anwendungsbereiche sowie zukünftige Forschungsschwerpunkte aufgezeigt.

2 Katheterisierung von Herzkranzgefäßen

Die erste Katheterisierung wurde von DIEFENBACH im Jahr 1834 zur Medikamentengabe an der vena cava superior (untere Hohlvene des Beines) beschrieben [133]. Für Ihre Studien zu Katheteruntersuchungen des Herzens und zu krankhaften Veränderungen im Gefäßsystem erhalten Forßmann, Cournand und Richards im Jahr 1959 den Nobelpreis für Medizin [133], [132].

Die Entwicklung der Herzkatheterisierung ist von Beginn an durch eine stetige Verbesserung der Technik gekennzeichnet, wovon nur übersichtsweise einige wichtige Meilensteine aufgeführt werden:

- Injektion von Kontrastmittel zur Darstellung der Gefäßmorphologie (J. A. Sicard, G. Forestier, 1922),
- Röntgenkinematographie (Aufzeichnung des Bewegtbildes, R. Janker, 1931),
- Angiokardiographie (Darstellung der Herzkranzgefäße im Bewegtbild, A. Castellanos, R. Pereira, Y. A. Garcia, 1937),
- Selektive Injektion von Kontrastmittel in einen gewählten Bereich des Herzens (I. Chavez et al., 1947),
- Weiterentwicklung der Kathetertechnik in den folgenden Jahren (Judkinstechnik, Sonestechnik, usw.),
- Erste Herzkatheterisierung unter Zuhilfenahme eines Führungsdrahtes (J. B. Simpson, 1981 [60]),
- Einführung der Ballon-Koronarangioplastie (PTCA, A. Grüntzig, 1977 [80]),
- Angioplastie (Wiederöffnung verschlossenen Gefäßen, Lock et al., 1982 [133]),
- Einführung von Stents (J. Puel, U. Sigwart, 1986 [161]) sowie medikamentenbeschichtete Stents (*Cypher*-Stent von CORDIS, 2003) zur Verringerung der Restenoserate.

Die Entwicklung der Herzkatheter-Technik wird von einer fortwährenden Verbesserung der Röntgenbildgebung in Richtung höherer Auflösung bei gleichzeitiger Reduktion der Strahlendosis, vor allem aufgrund verbesserter Bildsensoren, begleitet. Durch Verbesserung der

eingesetzten Materialien und der Interventionstechniken selbst ist die Vielfältigkeit der Anwendungen sowie deren Erfolgsrate fortwährend gestiegen. Gleichzeitig sind die Komplikationsraten beständig gesunken. Durch den technischen Fortschritt dringt die interventionelle Radiologie immer weiter in die der klassischen Herzchirurgie vorbehaltenen Bereiche vor [80]¹, mit den entsprechenden Vorteilen für die Patienten sowie der Allgemeinheit, wie:

- geringere Komplikationsraten,
- kurze Hospitalisierung (ambulante Behandlung bei diagnostischer Untersuchung, 24-h-Überwachung nach PTCA),
- wesentlich geringere Kosten im Vergleich zur offenen Herz-OP.

Neben diesen großen Vorteilen für die Patienten, erschließt sich auch ein großes volkswirtschaftliches Potential, wenn durch verbesserte Technologien die Erfolgsrate bei bestehenden Anwendungen erhöht werden kann und so kostenintensive, offen-chirurgische Eingriffe durch kostensparende, minimalinvasive, interventionell durchgeführte Eingriffe ersetzt werden können. Eine verbesserte Technologie bei Katheterisierungen ist demnach auch bei teuren Komponenten nicht unbedingt ein Kostentreiber für das Medizinwesen, sondern kann volkswirtschaftlich wesentlich zur Kosteneinsparung führen². Für ein technisches Assistenz-System wie HapCath sind für Kliniken auch betriebswirtschaftlich klare Vorteile ableitbar.

2.1 Notwendigkeit von Katheterisierungen

Herzkatheterisierungen lassen sich in zwei Gruppen klassifizieren: diagnostische und interventionelle Katheterisierungen. Dabei liegen die Ziele der diagnostischen Katheterisierungen

- in der bildlichen Darstellung des Herzmuskels, des Herzbeutels und der Herzklappen und der Beurteilung des Blutflusses in den Gefäßen, sowie
- in der Darstellung von morphologischen Veränderungen der Herzkranz- und der herznahen Gefäße.

Erweiternd zur diagnostischen erfolgt bei der interventionellen Katheterisierung die Behandlung der Beschwerden der Patienten durch Beseitigung der morphologischen Ursachen wie z. B.

- die Wiederöffnung von verengten oder verschlossenen Gefäßen mittels Ballondilatation und Stentimplantation (PTCA),
- die Entfernung von Thromben und Fremdkörpern,

¹Beispielsweise die koronare 3-Gefäßerkrankung [80, S. 22 und S. 257].

²Die jährlichen Gesamtkosten für Behandlungen waren bislang immer steigend [27]. Berechnungen in Bezug auf das Gemeinwohl müssen unter unterschiedlichen Gesichtspunkten diskutiert werden, bedingen sinnvolle politische Rahmenbedingungen und übersteigen den Fokus dieser Arbeit.

- das Verschließen von Defekten in der Herzscheidewand bei Ventrikelseptumdefekt (*VSD*) und
- die Reparatur oder der Ersatz von Herzklappen.

Die häufigste Anwendung der Herzkatheterisierung erfolgt bei dem Verdacht auf Koronare Herzkrankheit (*KHK*), welche eine Verengung einzelner oder mehrere Bereiche der Herzkranzgefäße darstellt und eine verminderte Durchblutung des Herzmuskels (Myokard) verursacht. Dies führt zu einer Unterversorgung des Herzens mit Sauerstoff (induzierte oder manifestierte Ischämie), die im Verlauf zu folgenden Problemen führen kann:

- Brustenge unter körperlicher Belastung (Angina Pectoris),
- Akuter Myokardinfarkt und
- Plötzlicher Herztod.

Neben der Diagnose und der Quantifizierung von KHK bilden zahlreiche weitere Vorkommnisse die Indikation einer Herzkatheterisierung, von denen nur einige genannt werden sollen:

- Akuter Myokardinfarkt,
- zur Diagnose nach Reanimation bei überlebtem Plötzlichem Herztod,
- angeborene Herzfehler,
- Einriss der Hauptschlagader (Aortendissektion),
- vor chirurgischer Therapie von Herztumoren,
- vor pharmakologischer Therapie mit Klasse-I-Antiarrhythmika.

Die invasive Diagnostik ist trotz schneller technologischer Verbesserung nichtinvasiver bildgebender Verfahren aufgrund der noch vergleichsweise geringeren Ortsauflösung und teilweise geringeren Kontrastes, z. B. der Kardio-Magnetresonanztomographie, in vielen Fällen unumgänglich. Kein anderes Verfahren als die Katheterisierung bietet zurzeit eine vergleichbare Sicherheit der vollständigen Diagnose. Bei Katheterisierungen angewendete Verfahren sind die Abbildung des Gefäßverlaufes mittels Koronarangiographie, die Messung von Ejektionsfraktion sowie regionaler und globaler Ventrikelfunktion, die Messung der Klappenöffnungsfläche und der Kreislaufwiderstände sowie allgemein der Bestimmung der Hämodynamik. Neben der Diagnostik erlaubt die Katheterisierung die sofortige Behandlung der grundsächlichen morphologischen Ursachen der Beschwerden, beispielsweise die Rekanalisierung verschlossener Gefäße mittels PTCA.

Eine Katheteruntersuchung wird dann durchgeführt, wenn eine der oben aufgezählten Indikationen vorliegt und

- nichtinvasiv bildgebende Verfahren und funktionsdiagnostische Verfahren keine sichere Aussage zulassen, oder
- eine direkte Behandlung der symptomatischen Ursache z. B. durch PTCA möglich scheint.

2.2 Ablauf einer Herzkatheterisierung

Ist eine Katheterisierung aus genannten Gründen erforderlich, so erfolgt diese in der Regel nur mit kurzem Krankenhausaufenthalt; häufig ambulant bei der rein diagnostischen Untersuchung und mit einer ca. 24 Stunden dauernden Überwachung bei einfacher interventioneller PTCA. Die Katheterisierung läuft, bis auf die Punktion des Zugangs für den Katheter und den Führungsdraht sowie während einer eventuellen Dehnung von verengten Gefäßen, schmerzfrei ab. Eine Mitarbeit des Patienten wird gewünscht, da Schmerzen eine Fehlbedienung des Katheters oder Führungsdrahtes anzeigen und von Zeit zu Zeit der Patient seine Atmung speziell kontrollieren soll, um eine bessere Bildgebung zu ermöglichen. Aus diesen Gründen erfolgen nur eine lokale Anästhesie am Zugangspunkt des Katheters und maximal eine leichte Sedierung von besonders aufgeregten Patienten.

Der Patient wird auf dem Untersuchungstisch, mit der Brust im Bereich der Röntgenbildgebung, platziert (Abb. 2.1a).

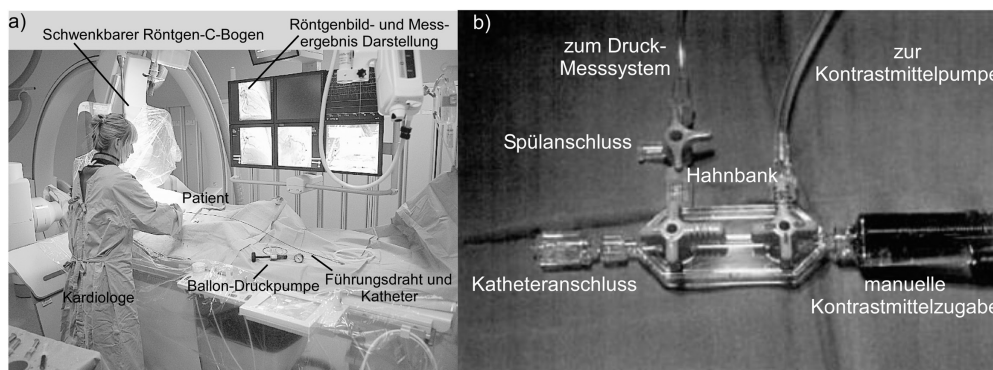


Abb. 2.1: Katheterplatz [169] a) und Anschlussbank [80] b).

Die Haut des Patienten wird lokal desinfiziert und ein Zugang zum Gefäßsystem durch Punktieren des Gefäßes mit einem ca. 3 mm langen Schnitt geschaffen. In der Regel erfolgt der Zugang für Herzkatheterisierungen in der Leistengegend durch die Oberschenkelarterie (Arteria femoralis) des rechten Beines, wobei aber auch Alternativzugänge möglich sind [80]. Zur Punktion wird eine Kanüle verwendet, die im Winkel von ca. 30° bis 45° zur Hautoberfläche in Richtung des Herzens in die Arterie eingeführt wird (Abb. 2.2). Danach wird durch die Kanüle der Führungsdraht in die Arterie vorgeschoben. Anschließend wird die Kanüle entfernt und stattdessen über den Führungsdraht eine Schleuse mit innen liegendem konischem Dilatator eingeführt, wodurch die Punktionsstelle aufgedehnt wird. Der Dilatator kann danach aus der Schleuse entfernt und stattdessen der Katheter in das Gefäßsystem eingeführt werden. Die Schleuse weist innen eine Gummilippe auf, die ein Ausströmen des Blutes am Katheter vorbei verhindert. Sie bietet die Möglichkeit den Katheter bei Bedarf zügig zu wechseln.

Damit liegen Katheter und Führungsdraht im Gefäßsystem. An den Katheter schließt sich weiterhin eine Hahnbank mit Drei-Wege-Rotator an (Abb. 2.1b). Hierdurch wird es möglich, wahlweise den Katheter zu spülen, durch den Katheter Blutdruck zu messen, Blut zu entnehmen oder Kontrastmittel und Medikamente zu injizieren.

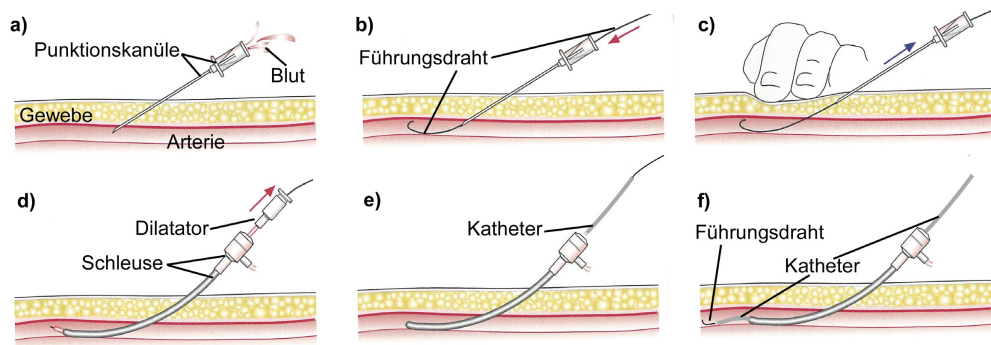


Abb. 2.2: Einzelwandpunktionstechnik mit Einführen der Schleuse [80].

a) Die Punktionskanüle wird in die Arterie geschoben bis pulsierendes Blut austritt, b) danach wird durch die liegende Kanüle der Führungsdraht in die Arterie vorgeschoben, c) unter Kompression der Punktionsstelle wird die Kanüle zurückgezogen, d) die Schleuse wird mit einliegendem Dilator über den Führungsdraht vorgeschoben, e) nach Entfernung des Dilators kann ein Katheter in die Arterie eingebracht werden, f) der Führungsdraht wird zurückgezogen, der Katheter wird mit Blut gefüllt und der Führungsdraht wieder eingeführt.

Für die Katheterisierung des Herzens stehen verschieden vorgebogene Katheter zur Verfügung, die je nach geplanter Anwendung einen geraden Abgang in das zu untersuchende Gefäß und eine Abstützung an der gegenüberliegenden Arterienwand ermöglichen. Dadurch kann ein sicherer Sitz des Katheters bei Herzschlag sowie bei Rückstoßkräften bei der Kontrastmittelgabe erreicht werden (Abb. 2.3).

Zur Sondierung der linken Koronararterien wird der Katheter über die Aorta bis in die linke Koronararterie vorgeschoben. Der Führungsdraht ragt hierbei ca. 5 cm aus dem Katheter heraus. Durch die vorgebogene Form des Katheters kann dieser in den Abgang des linken Herzkranzgefäßes eingeführt werden und verbleibt dort während des Eingriffs. Nach Legen des Katheters muss der Führungsdraht vollständig aus dem Katheter entfernt werden, um eine restlose Füllung des Katheters mit Blut und eine nachfolgende Spülung zur Verhinderung von Thrombenbildung zu ermöglichen.

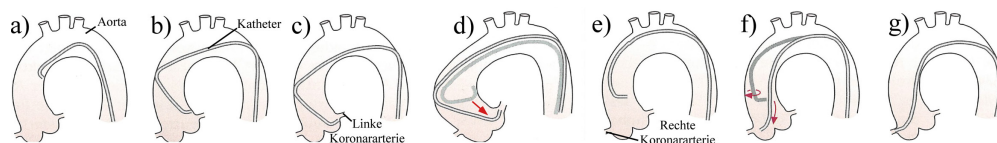


Abb. 2.3: Einfädeln eines Judkins-Katheters.

a–d) In die linke Koronararterie, und e–g) in die rechte Koronararterie [80].

Liegt der Katheter richtig im Abgang der linken Koronararterie erfolgt die Angiographie durch Einbringen von Kontrastmittel durch den Katheter unter gleichzeitiger Röntgenbilddarstellung. Es wird die Füllung des Herzkranzgefäßes im zeitlichen Verlauf erkennbar (Abb. 2.4a). Durch Beurteilung des Gefäßverlaufs ist es jetzt möglich Stenosen (Engstellen),

Okklusionen (Komplettverschlüsse) oder Aneurismen (Ausbuchtungen) im Gefäßverlauf zu erkennen.

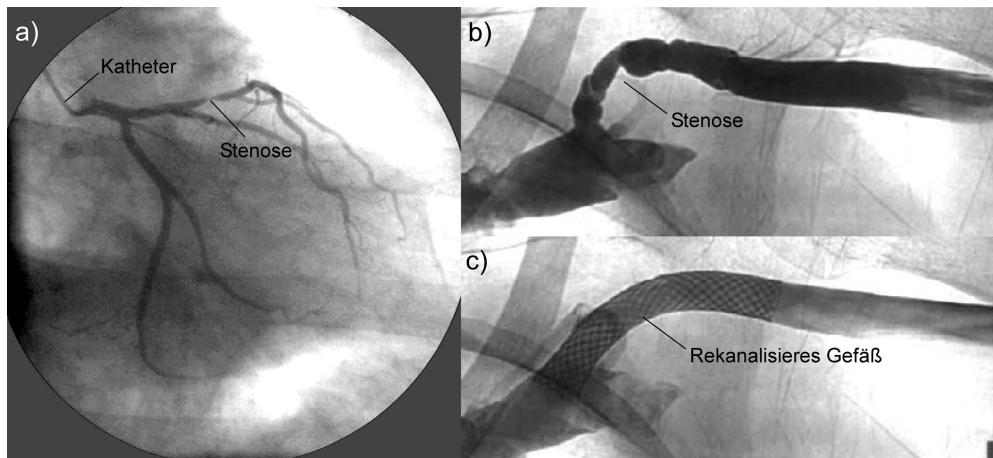


Abb. 2.4: Beispiele von angiographischen Darstellungen.

a) Aufnahme der linken Koronararterie mit Stenose, b) teilverschlossenes Gefäß und, c) rekanalisiertes und mit Stent versehenes Gefäß nach PTCA [80].

Die häufigsten behandlungsbedürftigen Veränderungen im Gefäßverlauf sind Stenosen. Sie werden meistens umgehend durch Aufweiten mittels Ballondilatation (PTCA) behandelt. Hierzu wird i. d. R. ein härterer Führungsdraht zur Rekanalisierung durch den bereits platzierten Katheter eingeführt und in die Herzkranzarterie vorgeschoben (Abb. 2.5).

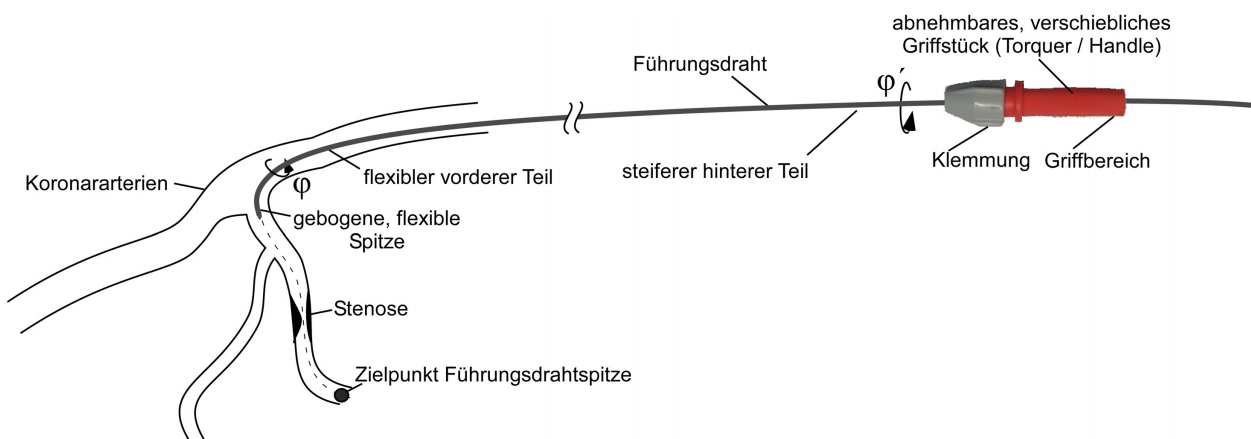


Abb. 2.5: Navigation des Führungsdrahts.

Durch Drehen des fixierbaren Griffstückes (nicht maßstabsgetreu) wird die Rotation φ' auf die vorgebogene Führungsdrahtspitze übertragen, so dass ein Abzweigen in unterschiedliche Gefäße ermöglicht wird.

Unter kontinuierlicher Röntgenbildgebung wird der Führungsdraht durch das Gefäß bis zur Engstelle navigiert. Durch Zugabe von Kontrastmittel wird der Gefäßverlauf verdeutlicht. Durch Drehen und Schieben des Griffstückes am äußeren, proximalen Führungsdrahtende wird versucht, die Verengung zu durchdringen und die Führungsdrahtspitze möglichst weit

hinter der Verengung zu platzieren (Abb. 2.5). Meist gelingt dies. Dann kann das Griffstück entfernt werden. Auf das äußere Ende des Führungsdrahtes wird ein dünner Ballonkatheter mit seinem rohrartigen Führungsstück aufgefädelt. Dieser kann dann über den Führungsdraht, wie entlang einer Schiene, zügig bis an – und durch die Verengung hindurch – geschoben werden. Der montierte Ballon besitzt Röntgenstrahlen absorbierende Marker. Mit ihnen kann die Position des Ballons im Röntgenbild kontrolliert und dieser exakt in der Stenose platziert werden. Durch Aufblähen des Ballons mittels isotonischer Kochsalzlösung, die mit einem Anteil Kontrastmittel versetzt ist, wird die Stenose geweitet. Optional wird fast immer durch Setzen eines Draht- oder Kunststoffgeflechts (*Stent*) versucht, das Gefäß über einen möglichst langen Zeitraum – i. d. R. mehrere Jahre – geöffnet zu halten (Abb. 2.4c). Der Stent wird in der Stenose mit dem Ballon expandiert und unlösbar in der Arterie verkeilt, wodurch das Gefäß daran gehindert wird, in seinen verengten Ausgangszustand zurückzukehren.

Neben der konventionellen PTCA mit und ohne Stenteinsatz werden zahlreiche weitere diagnostische und interventionelle Eingriffe mittels Kathetertechnik am Herzen durchgeführt [80].

2.3 Defizite der gegenwärtigen Technik

Die für eine Entwicklung des Assistenzsystems HapCath wichtigen Eigenschaften von Katheterisierungen sind in Tabelle 2.1 zusammengefasst. Die Angaben sind Anhaltswerte und hängen stark vom Zustand der einbezogenen Patientengruppen ab. Sie liefern aber grundlegende Informationen, welche Vorteile durch verbesserte PTCA-Eingriffe zu erzielen sind.

Die Dauer einer Katheterisierung liegt in 70 % der Fälle unter 60 Minuten (Tabelle 2.1). Gestaltet sich aber das Einfädeln der Führungsdrahtspitze in bestimmte Gefäße oder das Durchdringen einer Okklusion als besonders schwierig, so kann die Behandlungsdauer auf über 90 Minuten und mehr ansteigen. Dies betrifft ca. 10 % der Fälle, wobei die Angaben stark von der jeweils vorliegenden Patientengruppe abhängig sind. In bestimmten Fällen, im Besonderen bei Patienten mit Langzeitverschlüssen oder stark gewundenen Gefäßen, kann die vorliegende Engstelle nicht in angemessener Zeit überwunden werden. Die Behandlung muss abgebrochen werden und beispielsweise eine Bypassoperation erfolgen.

Der größte Nutzen für ein Assistenzsystem mit haptischer Rückmeldung ergibt sich also bei Eingriffen, bei denen besonders schwierige Vorkommnisse zu behandeln sind und ein Abbruch der PTCA zu einer OP am offenen Herz führen würde.

Obwohl die interventionelle Radiologie den Patienten größte Vorteile im Vergleich zur offenen Herzchirurgie bietet, weist die derzeitige Technik von Katheterisierungen einige Nachteile auf. Dem Radiologen ist es gegenwärtig nicht möglich, die Kräfte an der Führungsdrahtspitze zu spüren. Somit erfährt er keine haptische Information von den Vorgängen an der Drahtspitze. Er kann also seinen Tastsinn nicht nutzen. Daraus ergeben sich folgende Nachteile:

Tabelle 2.1: Typische Merkmale von Katheterisierungen

Die Ziffern sind als Anhaltswerte zu verstehen. Sie hängen stark von der Patientengruppe ab.

| Eigenschaft | Wert | Merkmal |
|---|--|---|
| Dauer einer Katheterisierung | Diagnostische Katheterisierung einfache PTCA z. B. PTCA bei Langzeitverschluss | 20 min bis 90 min [14] 20 min bis 90 min [14] ³ 60 min bis > 180 min |
| Rate von Komplikationen | Tod Herzinfarkt Schlaganfall/cerebrale Vorkommnisse | 0,3 % bis 0,63 % [54] 0,05 % bis 0,1 % [54] 0,05 % bis 0,06 % [54] |
| Erfolgsraten PTCA Rekanalisierung/ Wiederbehandlung | Einfache und mittlere Stenosen Komplizierte/chronische Verschlüsse | > 95 %/< 10 % [115] 50–80 %/6–19 % [115] |
| Vergleich PTCA/ Bypass-OP | Wiederbehandlungsrate Tod durch Herzversagen Schlaganfall | 13,5 %/5,9 % [134] – 40 % [6] 3,7 %/2,1 % [134] 0,6 %/2,2 % |
| Einmalkosten/ 10-a-Gesamtkosten | PTCA Offene Bypass-Operation | 12.100 € [24] ⁴ 5/102.810 € [59] 19.200 € [142]/104.725 € [59] |

- Oftmals schwierige Navigation der Führungsdrahtspitze, besonders bei Durchdringen von Okklusionen und Langzeitverschlüssen oder bei Navigation in stark gewundenen Kollateralgefäßen, bei denen die Reibung ansteigt.
- Ein Kompromiss zwischen weicher, gering traumatischer und harter Führungsdrahtspitze zum Durchdringen von Verschlüssen ist notwendig. Deshalb erfolgt häufig der Einsatz von mehreren Führungsdrähten mit Steigerung des Härtegrades und des Komplikationsrisikos sowie der Kosten und des Zeitaufwandes.
- Es sind schwere allergische Reaktionen des Patienten auf Kontrastmittel möglich. Gerade bei Diabetikern und Patienten mit Nierenerschädigung besteht ein hohes Risiko des akuten oder dauerhaften Nierenversagens aufgrund der toxischen Wirkung des Kontrastmittels.
- Die Durchleuchtung des Patienten mit Röntgenstrahlung ist notwendig. Diese erfasst und gefährdet immer auch den Radiologen.

³Die Kennzahlen variieren mit der Patientengruppe. Angefragte Auswertungen im Klinikum Darmstadt ergeben, mit Umlagern des Patienten, eine Behandlungsdauer von 60 Minuten bei diagnostischen Untersuchungen (n = 1768) und 90 Minuten für PTCA (n = 1304) [108].

⁴Die Kostenangaben unterschiedlicher Quellen weisen deutliche Streuungen auf.

⁵In 2011 beträgt der Landesbasisfallwert für Krankenhäuser in Hessen 2 960 € [2]. Die Fallpauschale beträgt 0,971 für eine einfache und 2,007 für eine sehr komplexe PTCA [45]. Die abrechenbaren Kosten betragen dementsprechend 2 612 € und 5 399 €. Für einfache und komplizierte Bypassoperationen ergeben sich entsprechend abrechenbare Kosten von 11 748 € bis 26 701 €.

- Das Durchstechen der Arterienwände mit leichten lokalen (Hämatom, (häufig)) bis schwersten Folgen (Aortendissektion, Perforation des Herzens, Tod, (selten)) ist möglich.
- Die Ablösung von Thromben bei und nach der Katheterisierung durch Verletzung des Adergewebes und der angrenzenden Plaque mit teilweise schwerwiegenden Folgen (Myokardinfarkt, zerebrale Ischämie) stellt eine Gefahr dar.
- Die Klassifizierung der Art der Ablagerungen ist häufig nur mit teurem Ultraschall-Katheter möglich.
- Bei gering durchbluteten oder voll verschlossenen Gefäßen tritt nur wenig Kontrastmittel in das Gefäß ein. Das schwierige Vordringen in diese Gefäße wird durch die kontrastarme Darstellung weiter erschwert.
- Teilweise langwierige und für den Radiologen anstrengende Eingriffe aufgrund fehlender haptischer Information, und so ein „Stochern im Dunkeln“.

2.4 Ziele des Gesamtsystems

Aus diesen gegenwärtigen Defiziten lassen sich die folgenden medizinisch relevanten Zielstellungen für ein kraftvermittelndes, haptisches Assistenzsystem ableiten:

- A Ertasten von Aderabzweigen und Obstruktionen: Dadurch vereinfachtes Auffinden und beschleunigte Navigation des Führungsdrahtes. Einfacheres Auffinden kleiner Kanäle.
- B Kraftvermittlung beim Anstoßen an Gefäßwände: Dadurch Verringerung der an der Führungsdrahtspitze auftretenden Kraft. Dies vermindert die Gefahr der Verletzung / Ablösung empfindlicher Strukturen wie Gefäßwand, Aneurisma oder Plaque. Es kann mit weichen Führungsdrähten besser und schonender navigiert werden. Es können frühzeitig harte Drähte zur Durchdringung von Verengungen verwendet werden, dadurch Einsparung von Drähten. Weiterhin Verringerung der Komplikationsgefahr.
- C Abtasten von Stenosen und Okklusionen: Diagnostische Funktion zur Klassifizierung von Plaque. Unterscheidung zwischen harten, rauen, kalzifizierten oder weichen, glatten, vulnerablen Plaques.
- D Abtasten von gesetzten Stents: Dadurch vereinfachtes Passieren sowie Einführen des Drahtes in komplizierte Seitast-Stenosen.
- E Teilweiser Ersatz der visuellen durch haptische Information: Dadurch Reduktion der Durchleuchtungsdauer und der vom Radiologen und Patienten empfangenen schädlichen Strahlungsdosis. Verringerung der in den Patienten injizierten Kontrastmittelmengen.

Aus technischer Sicht sind die Zielstellungen A bis E ähnlich und mit einer verstärkten Darstellung der Kraft von der Führungsdrahtspitze prinzipiell erfüllbar.

2.5 Formulierung des Anwendungsbereichs von HapCath

Ziel des Konzeptes von HapCath ist es, dem Kardiologen ein Gefühl der mechanischen Vorgänge an der Führungsdrahtspitze zu geben. Katheterisierungen von Patienten mit gering auffälligem Befund und ansonsten gutem Allgemeinzustand weisen geringe Komplikationsraten auf. Ein Einsatz des technischen Assistenzsystems mit den genannten Vorteilen wird deshalb bei den folgenden Einsatzfällen als besonders vorteilhaft eingeschätzt⁶ [80]:

- Voll- oder Langzeitverschluss des Gefäßes,
- Stark ausgebildete, multiple Stenosen und Okklusionen, z. B. auch der Aorta, so dass eine Navigation über mehrere Engstellen erfolgen muss,
- Zugang zur Engstelle muss über enge, gewundene Kollateralgefäße erfolgen,
- Verdacht auf empfindliche Aneurismen oder vulnerable Ablagerungen mit einhergehender Gefahr der mechanischen Verletzung,
- Eingeschränkte Nierenfunktion, z. B. bei Diabetes mellitus oder bei erhöhtem Alter mit der Gefahr des Nierenversagens durch Kontrastmittel,
- Reaktion auf Kontrastmittel wahrscheinlich (Heuschnupfen, Medikamentenallergie, Erkrankungen durch erhöhten Histaminspiegel),
- Anwendung bei Katheterisierungen in der Neurologie, bei denen die Gefäße noch wesentlich empfindlicher und teilweise wesentlich feiner sind und eine Verletzung des Gefäßes wesentlich gravierendere Auswirkungen hat.

Neben dem direkten Nutzen durch Rückmeldung der Tastkraft an den Radiologen kann das System bei allen Eingriffen Vorteile bieten, bei denen eine Verkürzung sowie eine „sanftere“ Katheterisierung große Vorteile bietet. Dies betrifft vor allem Katheterisierungen von Patienten mit erhöhtem Mortalitätsrisiko, beispielsweise [80]

- Säuglinge (Alter < 1 Jahr) und ältere Patienten (Alter > 75 Jahre),
- Patienten mit Herzinsuffizienz,
- mit Verengung in der Aorta (Hauptstammstenose),
- mit eingeschränkter Ventrikelfunktion,
- mit schweren extrakardialen Begleiterscheinungen, wie z. B. Lungenfunktionsstörung.

⁶Es wurden hierzu mehrere Expertengespräche durchgeführt, siehe S. 223.

2.6 Zusammenfassung und Grundfragestellung der Arbeit

In diesem einleitenden Kapitel zu den Grundlagen der medizinischen Relevanz wurde die Notwendigkeit für Katheterisierungen aufgezeigt und die derzeitige Prozedur einer PTCA-Katheterisierung in Ihrem Basisablauf skizziert. Es wurden Vor- und Nachteile aufgezeigt. Aus den Nachteilen des derzeitigen Standes der Technik wurde die Motivation für den Entwurf eines Systems zur Katheterisierung mit haptischer Rückmeldung abgeleitet.

Es wurden medizinische Einsatzbereiche, bei denen durch das Assistenzsystem besonders hoher Nutzen erzielt werden kann, aufgezeigt. Weiterhin wurden erste Kriterien zur Validierung des Gesamtsystems abgeleitet – Punkt A bis Punkt E (Abschnitt 2.4). Diese können weiterhin dazu dienen, in medizinischen Anschlussarbeiten den Nutzen des Assistenzsystems zu quantifizieren.

Es folgen nun der technische Entwurf, die Umsetzung und der Test des Systems mit haptischer Rückmeldung für Katheterisierungen, wobei der Fokus der Arbeit auf der Entwicklung eines Führungsdrahtes mit integrierter Kraftsensorik liegt.

Die Grundfragestellung dieser Arbeit lautet damit, wie Mikrokraftsensoren für Führungsdrähte gestaltet und in Führungsdrähte integriert werden können, damit ein Assistenzsystem die Zielkriterien – Punkte A bis Punkt E nach Abschnitt 2.4 – erfüllen kann.

3 Stand der Technik bei Führungsdrähten

Führungsdrähte werden seit 1982 in der Herzkathetertechnik eingesetzt (Aufzählung S. 7) [60]. Sie dienen zur Navigation durch enge, teils stark gewundene Gefäße. Der Führungsdraht ist das Instrument, welches bei einem Eingriff dazu dient, als erstes den Weg durch die Gefäße zu ermöglichen. Mit ihm müssen Aderabzweige gefunden und Verengungen überwunden bzw. durchstoßen werden. Letzteres stellt bei Katheterisierungen i. d. R. den schwierigsten Arbeitsschritt dar und ist deshalb der häufigste Grund für einen nicht erfolgreichen Eingriff und für Komplikationen (Abschnitt 2.3). Während die technologische Entwicklung bei Ballonkathetern und Stents zur einer wesentlichen Steigerung der Erfolgsrate auch komplexer interventioneller Katheterisierungen führte, wird der technische Fortschritt bei Führungsdrähten als vergleichsweise gering eingeschätzt. Der Führungsdraht wird als größtes Hindernis bei der Erhöhung der Erfolgsrate angesehen [115].

Führungsdrähte sind

- auf eine besonders gute Steuerbarkeit (Winkel-Übertragung 1:1 vom proximalen zum distalen Ende mit geringster Drehnachgiebigkeit, geringe Gleitreibung),
- eine gute Überwindbarkeit von Verengungen (geringe Gleitreibung, Flexibilität der Spitze),
- eine gute Anpassung an den schon überwundenen Gefäßverlauf (hohe Biegeflexibilität an der Spitze, aber auch im hinteren Bereich),
- sowie ein möglichst geringes Verletzungsrisiko (atraumatische Spitze)

ausgelegt.

Zur Wiederöffnung von Gefäßen muss allerdings ein Kompromiss zwischen Flexibilität und Härte der Spitze gefunden werden, um Ablagerungen durchdringen zu können, aber dabei nicht die blutführenden Gefäße zu durchstoßen. An einen Standard-Führungsdraht werden somit zahlreiche Anforderungen gestellt, die in Tabelle 3.1 aufgelistet sind.

Der Entwurf des sensorintegrierten, haptischen Führungsdrahts orientiert sich am Stand der Technik bei konventionellen Führungsdrähten, um die Anforderungen an die Knickstabilität, geringe Gleitreibung, gute Steuerbarkeit usw. erfüllen zu können. In den folgenden Abschnitten werden noch weitere Anforderungen an einen Führungsdraht mit Kraftmessung zum Einsatz speziell in einem haptischen Assistenzsystem abgeleitet.

Tabelle 3.1: Anforderungen an konventionelle Führungsdrähte [80].
Teilweise sind gegensätzliche Anforderungen zu erfüllen.

| Anforderung | Wert |
|---------------------------|---|
| Steuerung zum Zielgefäß | <ul style="list-style-type: none"> – hohe Drehsteifigkeit – rotationssymmetrischer Aufbau – gute Sichtbarkeit der Spitze im Röntgen – hohe Flexibilität der Spitze – Formbarkeit der Spitze in Abhängigkeit der erwarteten Gefäßmorphologie – hohe Gleitfähigkeit – atraumatische Spitze |
| Durchdringung von Gefäßen | <ul style="list-style-type: none"> – gute Sichtbarkeit der Spitze im Röntgen – geringere Flexibilität der Spitze – hohe Gleitfähigkeit – harte Spitze |

3.1 Aufbau konventioneller Führungsdrähte

Im Einsatz für Herzkatheterisierungen befinden sich drei prinzipielle Typen von Führungsdrähten (Abb. 3.1): Erstens mit einer spiralförmig umwickelten Spitze, zweitens mit einer mit Polymer umspritzten Spitze sowie drittens einer Kombination aus beiden.

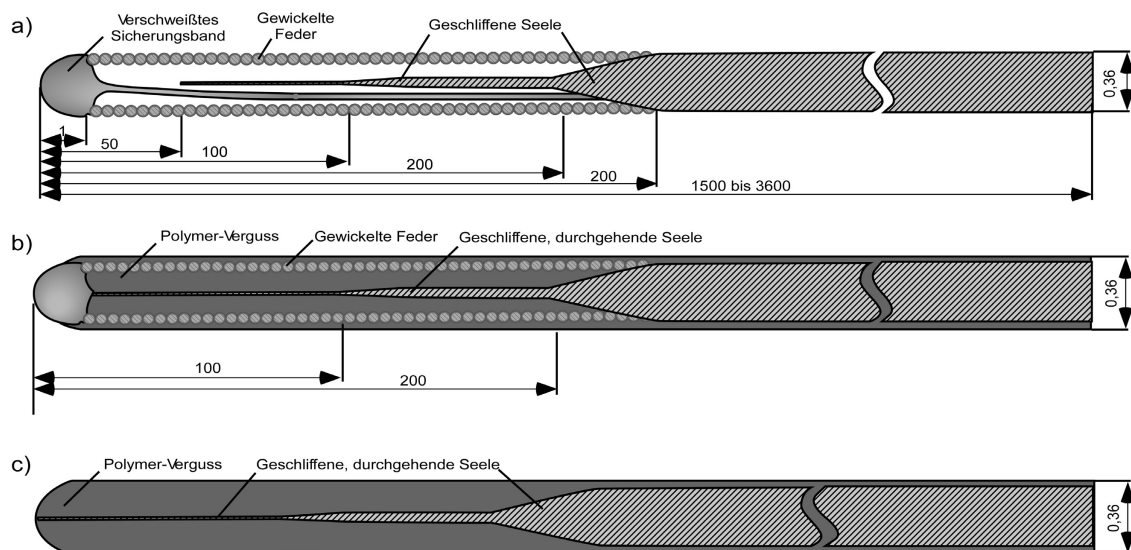


Abb. 3.1: Skizze verschiedener Führungsdrahtvarianten.

a) Standarddraht mit umwickelter Seele und verschweißtem Sicherungsband, Seele nicht durchgängig, b) Führungsdraht mit durchgängiger, umwickelter Seele und Kunststoffverguss, c) Führungsdraht mit kunststoffumspritzter Seele. Die Darstellung ist nicht maßstabsgetreu.

Alle Typen bestehen aus einem Metallkern (Seele), der im hinteren, proximalen Ende nahezu den gesamten Querschnitt des Führungsdrahtes bildet. Diese Seele besteht entweder aus

Edelstahl oder aus der Nickel-Titan-Legierung Nitinol, wobei letzteres Material eine größere Resistenz gegenüber nicht reversiblen, plastischen Knicken (Kinking), aber auch eine geringere Gesamtstabilität aufweist. Zur Integration in den vorderen Bereich des Drahtes wird die Seele mittels Präzisionsschleifmaschinen auf einen verringerten Durchmesser im Bereich von 20 µm bis 100 µm geschliffen und über weiche Übergänge abgestuft. Hierdurch entsteht eine durch den Fertigungsprozess einstellbare Steifigkeit des Drahtes. Die Biegesteifigkeit S ist am hinteren Ende und über die größte Länge des Drahtes mit z. B. 2 Nmm im Vergleich zur Spitze mit beispielsweise 0,1 Nmm relativ hoch (Abb. 3.2), um die Vorschubkraft und das Drehmoment annähernd verformungsfrei übertragen zu können und um ein Knicken zu verhindern. In den vorderen 10 cm bis 20 cm nimmt die Kerndrahtdicke ab, um die Biegesteifigkeit zu verringern und so eine gute Anpassung des Führungsdrahtes an die Herzkranzgefäße zu ermöglichen. Auch die axial übertragbare Vorschubkraft nimmt mit geringerem Durchmesser der Seele ab, wodurch die Verletzungsgefahr durch die Spitze verringert wird (Abb. 3.1). Die Abbildung 3.2 zeigt die ermittelte Biegesteifigkeit verschiedener Führungsdrähte entlang ihrer Länge [5].

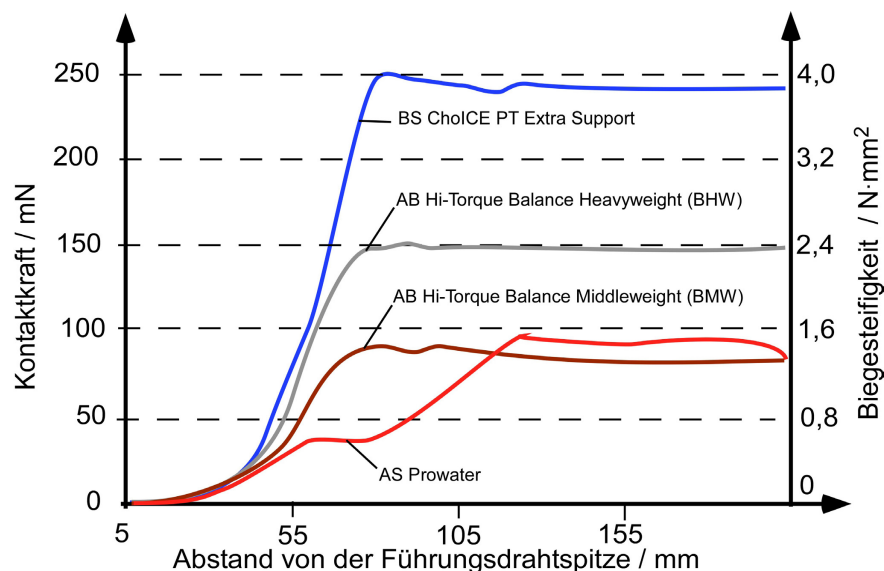


Abb. 3.2: Biegesteifigkeit verschiedener Führungsdrähte über die Führungsdrahtlänge.

Die Reaktionskräfte werden in einem Zweipunkt-Biegeversuch in [5] bestimmt. Zur vergleichbaren Abschätzung sind die Werte über die geometrischen Abmessungen des Messplatzes in die unabhängige Biegesteifigkeit $S = E \cdot I$ des Drahtes umgerechnet worden. Über den Führungsdrahtdurchmesser wird hierzu eine Einspannlänge von 3 mm geschätzt.

Neben der Seele des Führungsdrahtes ist häufig ein Sicherungsband aus Edelstahl integriert und an der Spitze mit der Feder und häufig auch mit der Seele verschweißt. Dies dient dazu, bei einer Verklemmung des Drahtes im Adersystem ein Zurückziehen des Drahtes zu ermöglichen, ohne die Feder „abzuwickeln“. Bei härteren Führungsdrahtvarianten wird die Seele bis in die Spitze relativ stabil ausgeführt und an der Spitze mit der Feder verschweißt, wodurch ein Sicherungsband dann nicht mehr notwendig ist (Abb. 3.1b). Es werden zunehmend auch mit Polymer ummantelte Führungsdrähte eingesetzt. Dabei kann entweder die Feder

eines konventionellen Führungsdrahtes zusätzlich umspritzt werden (Abb. 3.1b) oder der komplette Draht besteht nur aus einer umspritzten Seele (Abb. 3.1c).

Die mechanischen Eigenschaften werden maßgeblich durch die Steifigkeit der geschliffenen Seele bestimmt: Durch deren Werkstoff – Edelstahl oder Nickel-Titan – sowie durch ihren Durchmesser. Diese Parameter bestimmen sowohl die Kraft, die die Spitze auf das Adergewebe ausüben kann, als auch die Biegesteifigkeit, welche die seitlich auf das Adergewebe ausübenden Kräfte begrenzt. Weiterhin wird die Rotationssteifigkeit des Drahtes durch die Durchmesser und vor allem durch die geometrische Materialverteilung im Führungsdraht festgelegt (Abschnitt 4.6.1).

Führungsdrähte weisen optional auf der Außenhülle, i. d. R. im Bereich der vorderen 35 cm, eine Beschichtung auf, um die Reibungskräfte im Gefäßsystem zu verringern. Die hochwertigsten sind hydrophile Beschichtungen wie Polyethylenoxid oder Polyvinylpyrrolidon (z. B. *Hydrocoat* oder *Turbocoat*) oder hydrophobe Beschichtungen wie Teflon oder Silikon (z. B. *Microglide*, *Smoothglide*) [5].

3.2 Auswahl eines geeigneten Führungsdrahtes zur Sensorintegration

Um eine zielorientierte Entwicklung zu gewährleisten, wird frühzeitig die Unterstützung durch einen geeigneten Führungsdrahthersteller angestrebt (S. 223). Wichtig für eine gute Navigierbarkeit des Drahtes ist eine hohe Rotationssymmetrie, um die Drehbewegung am hinteren Drahtende ohne Winkelversatz und Störmomente aufgrund von Biegungen über alle Winkelgrade homogen bis in die Spitze übertragen zu können. Eine rotationssymmetrische Fertigung ist nach Herstellerangaben durch die Variante mit umwickeltem Kern nach Abb. 3.1a einfacher zu realisieren und im Labormaßstab aufzubauen, als mit polymerummantelten Varianten. Eine Führung der Signalleitungen kann im hinteren Teil prinzipiell in einem Rohr, aber ebenso auf der Stahlseele erfolgen. Weiterhin scheint ein Umspritzen des Sensors mit konventionellen Spritzgießmaschinen zu Beginn des Projektes problematisch. Deshalb dient im Folgenden ein Führungsdraht mit umwickeltem Kern nach Abb. 3.1a als Ausgangspunkt der weiteren Entwicklungen.

Die Kraft soll im vorderen, weichen Bereich gemessen werden. Die Energieversorgung und die Signalübertragung für den Sensor können dann im Inneren der Feder, z. B. durch auf der Seele aufgebrachte elektrische oder optische Leiter, erfolgen. Die Abbildung 3.3 zeigt das Modell eines typischen Führungsdrahtes mit an der Spitze umwickeltem Kern als detaillierten Querschnitt. Die angegebenen Abmessungen entsprechen denen eines typischen Führungsdrahtes.

Aus der Geometrie und den Materialeigenschaften derzeitiger Führungsdrähte ergeben sich die Anforderungen an einen in dem vorderen Bereich des Führungsdrahtes integrierten Kraftsensor, die im Kapitel 4 zusammen mit weiteren Kennwerten aus der Haptik zusammengefasst werden.

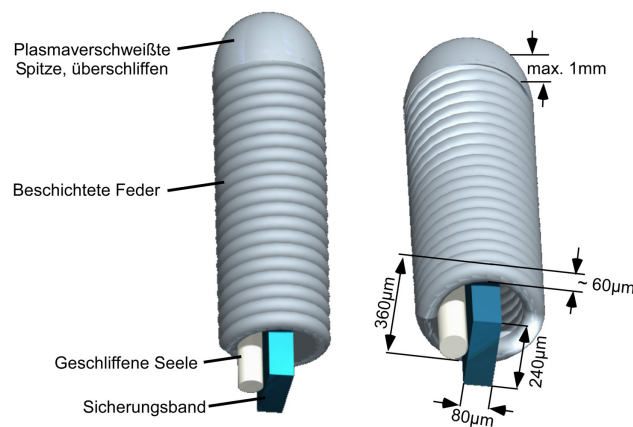


Abb. 3.3: Aufbau eines Führungsdrahtes mit umwickeltem Kern.
Querschnitt an der Spitze, CAD-Modell.

3.3 Stand der Technik von Katheter- und Führungsdrahtsensoren

Neben den konventionellen Führungsdrähten, die zur Navigation durch das Gefäßsystem und für das Durchdringen von Verengungen bestimmt sind, existieren am Markt und in der Forschung zusätzlich Führungsdrähte, die mittels speziell entwickelter Mikrosensoren zusätzliche diagnostische Funktionen realisieren. Wichtige Zusatzfunktionen stellen hier die Messung des Blutdrucks und Blutflusses dar, aus denen die Hämodynamik bestimmt werden kann. Ein abgeleiteter Messwert ist die Fraktionelle Flussreserve/*Fractional Flow Reserve (FFR)*, die angibt, in welchem Maß eine Verengung im Gefäßverlauf den Blutfluss behindert. Ihr Wert ermöglicht dem Kardiologen eine quantitative Aussage über die Behandlungsnotwendigkeit einer Stenose. Die FFR wird im Stand der Technik über zwei verschiedene Methoden ermittelt: Erstens durch Messung des Druckabfalls über der Stenose durch einen im Führungsdraht integrierten Absolutdrucksensor. Mit dessen Hilfe wird der Blutdruck einmal vor und nachfolgend hinter der Stenose gemessen. Eine zweite angewendete Methode besteht in der Messung der Strömungsgeschwindigkeit mittels Ultraschall-Doppler-Verfahren. Hier wird ausgenutzt, dass die Flussgeschwindigkeit in der verengten Querschnittsfläche, im Vergleich zur Geschwindigkeit im größeren Flächenquerschnitt vor und nach der Stenose, proportional ansteigt.

Beide Messverfahren werden in der Praxis eingesetzt. Es sind also spezielle Führungsdrähte mit integriertem Drucksensor und Ultraschallsensor kommerziell verfügbar. Bei der Entwicklung von neuartigen Führungsdrähten mit Kraftsensorik markieren diese Führungsdrähte den fortgeschrittenen Stand der Technik. Aus ihrem technischen Aufbau können technologische Vorteile und Schwächen für neuartige Führungsdrähte mit Kraftsensoren identifiziert werden. Sie sind deshalb im Folgenden dargestellt.

3.3.1 Führungsdrähte mit Drucksensor

Zur Bestimmung der FFR bieten die Firmen BOSTON SCIENTIFIC¹ – ehemals RADI – und die Firma VOLCANO² Führungsdrähte mit im distalen Bereich integriertem Drucksensor an. Durch Messung des Blutdruckes vor und nach einer Verengung kann die FFR nach Gl. (3.1)

$$FFR = \frac{p_{\text{distal}}}{p_{\text{proximal}}} \cdot 100 \% \quad (3.1)$$

berechnet werden. Eine FFR von 1 kennzeichnet dabei eine Arterie mit normalem, ungestörtem Blutfluss. Bei einer FFR über 80 % ist eine Unterversorgung des Herzmuskels sehr unwahrscheinlich, eine FFR unter 75 % kennzeichnet mit Sicherheit die Notwendigkeit der Behandlung der untersuchten Stenose [159].

Neben der FFR sind auch Druckgradienten dp/dt sowie der zeitliche Verlauf von Temperaturänderungen messbar. Hierdurch wird, unter Zugabe von Medikamenten oder temperierten Flüssigkeiten, das Förderverhalten des Herzens untersucht. Relevante hämodynamische Parameter sind die Koronare Flussreserve/*Coronary Flow Reserve (CFR)* und der Widerstandsindex der Mikrozirkulation/*Index of Microcirculatory Resistance (IMR)* [113].

Der auf dem Markt etablierte Führungsdraht *PressureWire Certus* ermöglicht beispielsweise die Messung dieser Parameter, nach Herstellerangaben auch ohne die Dauer des Eingriffs zu erhöhen. Die Ergebnisse einer Studie [159] zeigen weitere Vorteile wie insgesamt Kosteneinsparungen bei Verwendung des Systems aufgrund besser behandelter Patienten und einer geringeren Anzahl unnötig eingesetzter Stents.

Das Radi-Druckmesssystem

Die Beschreibung eines Systems zur direkten Druckmessung in den Herzgefäßen erfolgt anhand des verbreiteten Führungsdrahtes *Pressure Wire Certus* der Firma RADI. Der Basisdraht besteht aus einer Stahlseele mit unwickeltem Kern an der Spitze. Im hinteren Bereich verläuft die Stahlseele in einem Edelstahlrohr. Zwischen Seele und Rohr sind vier elektrisch isolierte Drähte mit einem Durchmesser von jeweils 40 µm integriert. Am hinteren Ende befinden sich Metallringe als elektrische Kontakte. Diese Kontakte können in einen Stecker eingebracht und fixiert werden, sodass ein elektrischer Kontakt sicher hergestellt, aber auch einfach wieder getrennt werden kann. In der Steckerbuchse befindet sich ein Speicherbaustein, in dem eine eindeutige Identifizierungsnummer und Kalibrierdaten zu jedem einzelnen Führungsdraht abgelegt sind. Diese können von der externen Elektronik ausgelesen werden (Abb. 3.4).

Es ist auch ein Stecker mit drahtloser Verbindung erhältlich. Allerdings ist dessen Durchmesser größer als der eigentliche Führungsdrahtdurchmesser von 360 µm, wodurch bei einem Katheterwechsel bzw. beim Einführen eines Ballonkatheters das Lösen und ein Wiederverbinden des Steckers, ebenso wie beim drahtgebundenen Messsystem, notwendig ist. Der

¹siehe Verzeichnis S. 224

²siehe S. 224

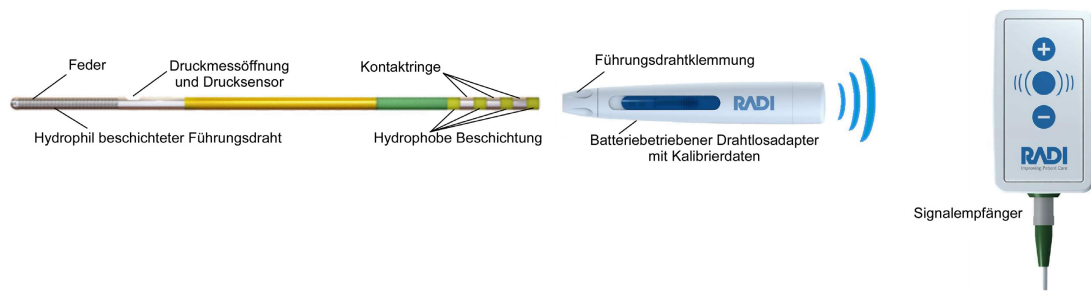


Abb. 3.4: Führungsdraht mit Druckmessfunktion der Firma RADI [144].

Modell Pressure Wire Aeris mit Drahtlosübertragung der Messdaten. Zum Wechseln des Katheters muss der Adapter vom Führungsdraht getrennt werden.

Zwischenadapter, ob kabellos oder kabelgebunden, sowie der Führungsdraht sind Produkte zur einmaligen Verwendung. Der Zwischenadapter dient zur Verbindung des Führungsdrahtes mit dem wiederverwendbaren Signalempfänger, der wiederum Standardschnittstellen zur Krankenhausinfrastruktur, wie beispielsweise Monitorschnittstellen zur Darstellung der Drucksignale, bereitstellt.

Technisch anspruchsvoll sind die Integration und der Anschluss eines Druckmesselementes in die Führungsdrahtspitze mit einem Durchmesser von $360\text{ }\mu\text{m}$. Die Abbildung 3.5 zeigt den Aufbau des derzeitigen Führungsdrahtes *PressureWire Certus*, der auch bei dem in Abbildung 3.4 gezeigten System Anwendung findet.



Abb. 3.5: Aufbau des Führungsdrahtes *PressureWire Certus* [144].

Aufbau des Drucksensors

Der integrierte Drucksensor der Fa. RADI ist ein Absolutdrucksensor mit Abmessungen von $150 \cdot 1300\text{ }\mu\text{m}^2$. Die Druckmessplatte wird durch Silizium-Oberflächen-Mikromechanik hergestellt. Auf einem Siliziumsubstrat wird eine Opferschicht, vorzugsweise Siliziumoxid, in der Größe der späteren Plattenfläche aufgebracht. Auf dieser Opferschicht wird eine Siliziumnitridplatte abgeschieden und die darunter liegende Opersschicht durch verbleibende Löcher mittels Ätztechnik entfernt. Auf der Platte wird durch einen Abscheideprozess ein Widerstand aus Polysilizium aufgebracht, dessen Widerstand sich proportional zur mechanischen Spannung und damit zum anliegenden Druck ändert. Während dieses Abscheideprozesses werden die Löcher zum Entfernen der Opferschicht hermetisch verschlossen, so dass ein Referenzvakuum unter der Platte eingeschlossen wird und der Sensor somit einen Absolutdrucksensor bildet. Neben dem Widerstand auf der Platte ist ein weiterer Poly-Siliziumwiderstand auf dem festen Teil des Siliziums aufgebracht, in dem Blutdruckschwankungen nur geringe mechanische Spannungen verursachen. Aus dem Messwert dieses zweiten Widerstandes

lässt sich nach Kalibrieren die Temperatur am Messelement bestimmen und so der Temperaturfehler im Drucksignal des ersten Widerstandes korrigieren. Die Widerstände sind über drei elektrische Kontakte mit einem gemeinsamen Massepunkt angeschlossen. Drucksensoren mit vergleichbarer Technologie wurden zur Messung des Druckes in Windkanälen entwickelt [76, 9, 137, 136]. Die Ähnlichkeit der Abbildungen in [76] legen nahe, dass diese Entwicklungen die Basis des hier vorgestellten Sensors darstellen. Die Abbildung 3.6 zeigt Mikroskopaufnahmen des Messelements und der Widerstände.

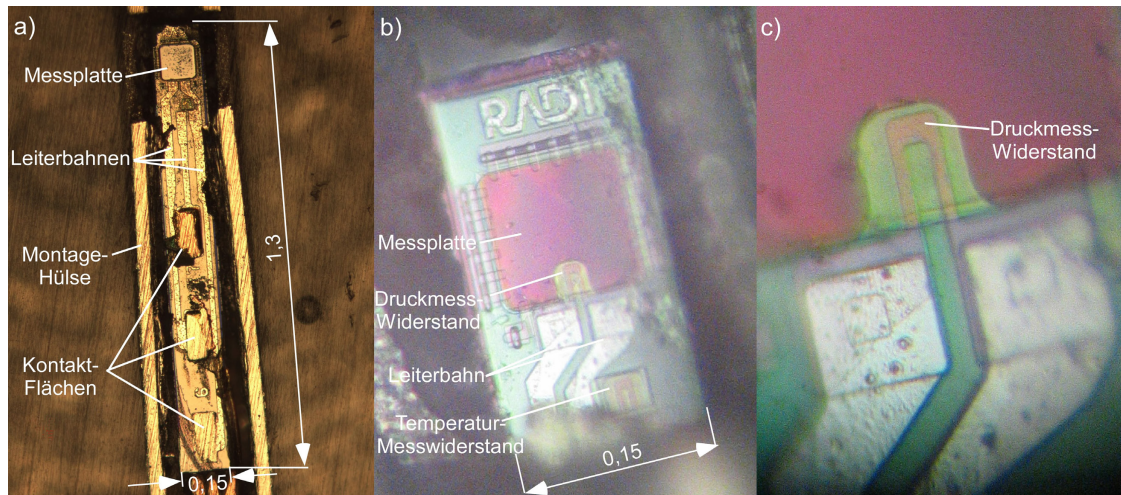


Abb. 3.6: Mikroskopaufnahmen des in Oberflächen-Mikromechanik hergestellten Druckmess-chips.

a) Ansicht der Oberfläche mit Druckmesswiderstand, b) Ansicht der Leiterbahnen und des Druckmesswiderstands.

Kontaktsystem des Drucksensors

Zur Klärung des Kontaktsystems zwischen den Leitern und den Kontaktflächen der Chips wird mittels Elektronenstrahlmikroanalyse (ESMA-Analyse über EDX) die Materialzusammensetzung der Sensor- und Kontaktoberflächen bestimmt. Die Röntgenspektren zeigen keine Hinweise auf Zinn oder Blei, dafür aber auf Spuren von Gold, Nickel und organischen Verbindungen. Daraus kann geschlossen werden, dass eine elektrische Verbindung der Leiter zu den Kontaktflächen durch elektrisch leitfähigen Klebstoff mit Goldpartikeln durchgeführt wird. Die elektrischen Leiter bestehen aus Kupferdrähten mit einem Durchmesser von $40\text{ }\mu\text{m}$. Die Drähte sind um den Kerndraht gewickelt und in das äußere Führungsrohr eingefügt (Abb. 3.7).

Neben der Signalgewinnung, Signalübertragung und Signalauskopplung lassen sich weiterhin technische Merkmale zur Montage eines Sensors im Führungsdraht ableiten. Die Anforderungen an die Montage für Kraftsensoren sind gegenüber den Montageanforderungen von Drucksensoren allerdings grundlegend verschieden. Während beim Kraftsensor die Kraft in das Messelement eingekoppelt werden muss, werden beim Drucksensor die Kräfte gezielt entkoppelt. Bekannte Lösungen zur Montage von Drucksensoren im Führungsdraht sollen deshalb hier nicht angeführt werden.

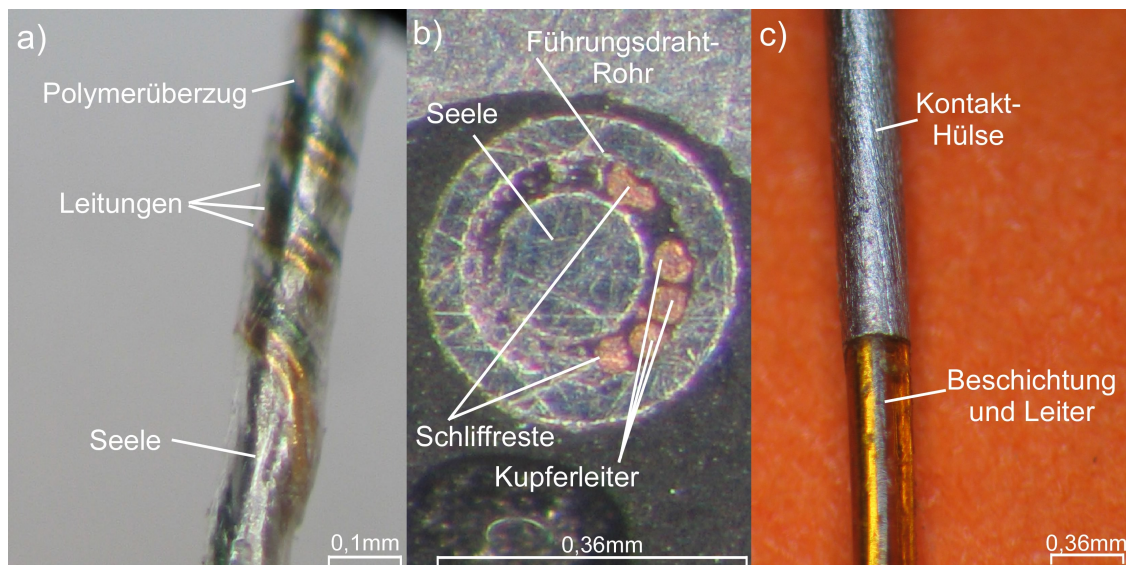


Abb. 3.7: Aufbau des Führungsdrahts.

a) Leiterführung in der Führungsdrahtfeder, b) Leiterführung im Führungsdrahtrohr und c) ein Kontakt des Kontaktsteckers.

3.3.2 Führungsdrähte mit Ultraschall-Doppler-Sensor

Zur intravaskulären Diagnose von Gefäßerkrankungen stehen dem Kardiologen weiterhin zwei Typen von in Führungsdrähte integrierten Ultraschallsensoren zur Verfügung.

Erstens sind Drähte mit Ultraschall-Doppler-Sensor in der Spitze verfügbar, mit denen über die Frequenzverschiebung eines ausgesendeten und wieder empfangenen Signals die Flussgeschwindigkeit bestimmt wird. Ein Beispiel hierfür stellt der *ComboWire XT* der Firma VOLCANO dar [164]. Er weist bei einem Durchmesser von 0,36 mm neben dem Ultraschall-Dopplersensor zur Flussmessung auch einen Drucksensor zur Druckmessung auf.

Zweitens existieren bildgebende Ultraschallsysteme, mit denen die Gefäßeigenschaften von innen heraus bildlich dargestellt werden können. Die Bildaufnahme erfolgt entweder mit Ultraschall-Sensoren als phasenkontrolliertes Array oder durch Rotation des Bildkopfes, welcher durch einen externen Motor rotiert wird. Führungsdrähte und Katheter mit bildgebendem Ultraschall weisen größere Durchmesser im Bereich von 1,06 mm (3,2 Fr)³ [165] bis größer als 2,7 mm (8,2 Fr) [166] auf. Sie sind aufgrund ihrer Abmessungen nicht zur Durchdringung von Stenosen geeignet.

Die Analyse des Standes der Technik von Führungsdrähten mit integrierten Mikrosensoren zeigt, dass eine Sensorintegration und eine elektrische Signalübertragung möglich sind. Hierfür können die Druck- und Ultraschallsensoren, wie am Beispiel des Druckmessdrahtes der Fa. Radi dargestellt, wertvolle technische Möglichkeiten aufzeigen. Nicht dargestellt

³Das Fr (French) ist eine verbreitete Einheit zur Angabe der Durchmesser bei Kathetern und Führungsdrähten. Es gilt 1 Fr = 0,33 mm.

wurden Druckmessdrähte der Fa. RADI, die auf einem optisch intensitätsmodulierten Wandlungsprinzip beruhen [155], [53] und im Laufe der Zeit durch die vorgestellten elektrischen Silizium-Mikrosensoren mit piezoresistiven Wirkprinzip verdrängt wurden. Bislang existieren keine Führungsdrähte mit integrierter Kraftmessfunktion.

3.3.3 Weitere Sensoren in Führungsdrähten

Seit dem Jahr 2003 finden sich Publikationen zur Passage von chronischen Langzeitverschlüssen mit Hilfe von Führungsdrähten mit Sensoren auf Basis von optischer Kohärenz-Reflektometrie [115]. Hierbei ist eine Lichtleitfaser in einen Führungsdraht integriert, die Infrarotlicht führt und an der Spitze nach vorne aus dem Führungsdraht heraustreten lässt. Durch Auswertung des in die Faser reflektierten Spektrums ist es möglich, das Durchdringen von Arterienwänden zu erkennen und den Führungsdraht durch Okklusionen zu führen. Mit dem Führungsdraht ist auch die Ablation der Plaque durch elektrische Hochfrequenzimpulse möglich. Mit dem System wird die erfolgreiche Behandlung von Patienten möglich, bei denen zuvor eine Behandlung mit konventionellen Führungsdrähten gescheitert ist [170]. Allerdings bleibt die Navigation des Führungsdrahtes aufgrund der relativ harten, geraden Spitze des Führungsdrahtes schwierig [170], [135].

3.4 Kraftmessung an der Katheterspitze

Neben der herausfordernden Aufgabe der Integration von Kraftsensorik in die Führungsdrahtspitze kann auch eine Integration von Kraftsensoren in die Katheterspitze erfolgen. Dies verbessert zwar nicht die Navigation des Führungsdrahtes, welches die wichtigste Motivation dieses Projektes darstellt, ermöglicht aber einen Zugewinn an medizinischer Sicherheit bei einzelnen Behandlungen wie beispielsweise der Hochfrequenzablation im Herzen bei Herzrhythmusstörungen. Die Vorteile der Kraftmessung an Kathetern wurde auch von anderen Gruppen beschrieben und in Projekten aufgegriffen. Der Stand der Technik wird im Folgenden angegeben.

3.4.1 Erste bekannte Versuche zur Kraftmessung an Kathetern

Erste bekannte Forschungen zur intravaskulären Kraftmessung an Katheterspitzen wurden in Japan in der Gruppe um M. TANIMOTO durchgeführt und an Hunden getestet [151]. Die Gruppe verfolgte ein mit HapCath vergleichbares Konzept der Kraftmessung und skalierter Krafrückführung, wobei allerdings die Krafrückführung auf ein vom Katheter getrenntes Bedienelement im Vordergrund stand [150, 151, 153, 152, 154, 149]. Es stellt damit, im Gegensatz zum Assistenzsystem HapCath, ein Teleoperationssystem dar.

Zur Kraftmessung wird der Katheter mit einem Durchmesser von 1,2 mm [149] mit einem Drucksensor versehen (Abb. 3.8).

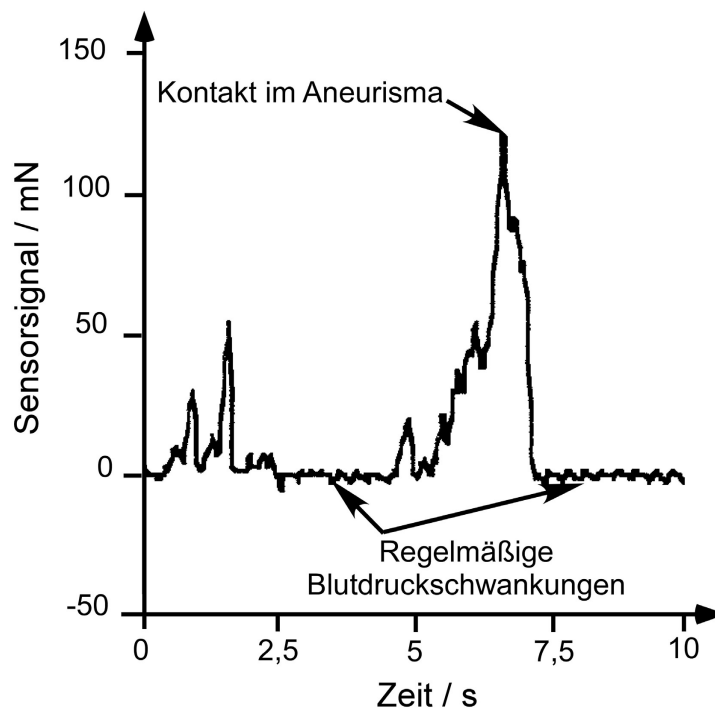


Abb. 3.9: Messung der Kontaktkraft des Katheters im Tierversuch.

Zu erkennen ist neben der Kraftamplitude die Änderung des Blutdrucks mit kleinen periodische Änderungen als Störsignal [151].

Dehnungen in einem Kunststoff-Verformungskörper und der Kopplung dieser Dehnungen auf Faser-Bragg-Gitter (FBG) in Monomode-Lichtwellenleitern. Der Sensor ist in der Spitze von Kathetern mit einem Durchmesser von 2,33 mm (6 Fr) integriert. Der Messbereich beträgt +2 N in axialer Richtung und $\pm 1,5$ N in den lateralen Richtungen. Damit ist ein System am Markt vorhanden, welches die Messung der Kontaktkräfte in allen drei Raumrichtungen an einer Katheterspitze ermöglicht. Allerdings ist der Aufbau mit einem Durchmesser von 2,33 mm noch etwa achtfach zu groß, um in einen Führungsdraht integriert werden zu können und die Integrationskosten von drei Faser-Bragg-Fasern sind nach eigener Abschätzung sehr hoch ($K > 200$ €).

Als Standardkatheter ist auch dieser Katheter nicht geeignet, da er eine geschlossene Spitze aufweist, durch die keine Führungsdrähte oder Instrumente geführt oder Kontrastmittel injiziert werden können. Ob eine Modifizierung hierzu möglich ist, lässt sich derzeit nicht sagen. Aufgrund der beschränkten Miniaturisierbarkeit der Technologie ist das System zur Anwendung in Führungsdrähten nicht ohne Weiteres adaptierbar. Eine quantifizierte Bewertung zur Eignung erfolgt mit weiteren Messprinzipien in Abschnitt 5.2.9.

Weiterhin ist am Markt das Teleoperationssystem *SenseiX* der Firma HANSEN MEDICAL bekannt, bei der eine Darstellung der Kräfte an Kathetern durch ein vom Katheter getrenntes Bedienteil erfolgt. Die Messung der Kräfte erfolgt allerdings extrakorporal am proximalen Katheterende und damit überlagert durch Reibkräfte beim Kathetervorschub [55].

3.5 Zusammenfassung zum Stand der Technik bei Führungsdrahtsensoren

Die Idee der Kraftmessung an Kathetern mit einem Durchmesser $D > 1$ mm ist nicht neu. Sie ist derzeit schon für einzelne Fragestellungen, wie beispielsweise der Hochfrequenzablation, von Vorteil und neuerdings kommerziell verfügbar (Tabelle 3.2). Für die wesentlich häufiger auftretende Fragestellung der Navigation von Führungsdrähten mit einem Durchmesser von $D < 0,5$ mm sind außer den eigenen Ansätzen, die im Folgenden dargestellt werden, keine Realisierungen bekannt.

In Tabelle 3.2 sind ausgewählte Merkmale von Messsystemen für mechanische Größen zusammengestellt.

Tabelle 3.2: Die für diese Arbeit relevantesten Systeme mit Sensoren in Führungsdrähten und Kathetern.

Führungsdraht (Führ.), Katheter (Kath.)

| Typ | Name | Durchmesser [mm]/[Fr] | Messgröße | Messprinzip | Kommerz./ Experim. | Quelle |
|-------|------------------------------------|--------------------------|--------------------------------|-------------------------------------|-----------------------|------------|
| Führ. | <i>Radi- Pressure Wire</i> | 0,36/1,1 | Druck/ Temperatur | Piezoresistiv | Kommerz. | [144] |
| Führ. | <i>Volcano</i> | 0,36/1 | Fluss/ Temperatur | Ultraschall | Kommerz. | [164] |
| Führ. | <i>Volcano- Draht</i> | 0,36/1,1 | Fluss/ Druck/ Temperatur | Ultraschall/ Piezoresistiv | Kommerz. | [164] |
| Kath. | <i>Volcano</i> | 1,06/3,2 | Bildgebung | Ultraschall | Kommerz. | [166, 165] |
| Kath. | <i>Tanimoto</i> | 1,2/3,6 | Kraft | Piezoresistiv | Experiment. | [154, 149] |
| Führ. | <i>HapCath</i> | 1,0/3,3 | Kraft | Optisch amplituden- moduliert | Experiment. | [101, 70] |
| Kath. | <i>TactiCath</i> | 2,31/7 | Kraft | Optisch Faser-Bragg | Kommerz. | [44, 165] |

Aus diesem Stand der Technik lassen sich Lösungen zur Energie- und Signalübertragung unter Berücksichtigung des Einsatzes im menschlichen Herzen ableiten.

Aus diesem Stand der Technik ergeben sich für das Assistenzsystem HapCath folgende Erkenntnisse:

- Elektrische Mikrosensoren sind in Führungsdrähte integrierbar, die Signalübertragung ist für Drucksensoren technisch realisiert [144, 164]: Elektrische Siliziumsensoren sind integrierbar und auswertbar.

- Optische Mikrosensoren wurden in Führungsdrähte integriert, weisen aber noch Nachteile in der Navigation auf, bzw. wurden durch elektrische Mikrosensoren ersetzt [155, 135]: Optische Sensoren werden eingesetzt, teilweise aber substituiert bzw. stellen keine optimale Lösung dar.
- Die Kraftmessung ist erst seit kurzem in vielfach größeren Kathetern möglich [44], nicht in Führungsdrähten. Die Aufgabe ist deshalb anspruchsvoll, da die Durchmesser von Kathetern etwa 10 fach größer sind als von Führungsdrähten. Aber auch bei Kathetern ist erst nach längerer Forschung ein einzelnes Produkt am Markt verfügbar.
- Eine Kraftverstärkung kann die Navigation von Kathetern erleichtern und das Verletzungsrisiko verringern [153]: Die Forschungsergebnisse von TANIMOTO lassen auch für die Katheterisierungen mit taktilen Führungsdrähten eine Erhöhung der Sicherheit bei Katheterisierungen erwarten.

Weitere Konstruktionskriterien und Anforderungen werden durch die Analyse der vorgesehenen Anwendung des neuartigen Führungsdrahtes im folgenden Kapitel bestimmt.

4 Anforderungen an die Kraftsensoren

An den zu entwickelnden Kraftsensor werden basierend auf der vorgesehenen medizinischen Anwendung besondere Anforderungen bezüglich Miniaturisierbarkeit, Integrierbarkeit einschließlich Signalübertragung im Führungsdraht gestellt. Es wird ein Packaging zur stabilen, sicheren Nutzung im Milieu des menschlichen Blutes gefordert. In diesem Kapitel werden durch Modellbildung der Vorgänge beim Verschieben des Führungsdrahtes im Gefäßsystem, durch Betrachtung der Störgrößen und aus den geforderten haptischen und regelungstechnischen Eigenschaften die weiteren zum Entwurf notwendigen Anforderungen ermittelt.

Der Aufbau dieses Kapitels gestaltet sich wie folgt:

- Festlegen der Zweckbestimmung des medizinischen Produktes,
- Festlegen des Einbauortes des Sensors über die Analyse des Einsatzes im Körper und
- Ableiten der erforderlichen messtechnischen Kenngrößen des Sensors aus den Erkenntnissen zur haptischen Wahrnehmung des Menschen sowie den regelungstechnischen Anforderungen des Systems sowie
- Festlegen der sicherheitsrelevanten Anforderungen.

Eine Zusammenfassung der gesamten Anforderungen findet sich in Tabelle 4.3.

4.1 Terminologie der verwendeten Größen

Zur eindeutigen Erläuterung werden im folgenden Begriffe eingeführt. Das sich im Körper des Patienten befindende Ende des Führungsdrahtes wird als das vordere, distale Ende bezeichnet. Der Arzt bedient den Führungsdraht am hinteren, proximalen Ende.

An der Führungsdrahtspitze soll die Kontaktkraft \vec{F} gemessen werden. Die Kraft ist eine äußere Belastung, die in dem Körper auf den sie wirkt mechanische Spannungen \mathbf{T} hervorruft (Gl. (4.1)). Die Kraft \vec{F} ist gekennzeichnet durch ihren Betrag und die Richtung, die sie zu einer zu definierenden Schnittfläche \vec{A} bzw. im Raum einnimmt. Steht die Wirkungsrichtung senkrecht zur Schnittfläche \vec{A} , so spricht man von Normalkräften, die Normalspannungen T_1 , T_2 und T_3 hervorrufen. Kräfte, die parallel zu Flächen angreifen, werden als Scher- bzw. Schubkräfte T_4 , T_5 und T_6 bezeichnet.

$$\mathbf{T} = \lim_{\Delta A \rightarrow 0} \vec{F} \cdot (\vec{A})^{-1} = d\vec{F} \cdot (d\vec{A})^{-1} \quad (4.1)$$

Die Kraft \vec{F} lässt sich damit durch drei unabhängige Komponenten beschreiben, wozu in dieser Arbeit i. d. R. die kartesischen Koordinaten x , y , und z verwendet werden. Damit besteht der Kraftvektor aus drei Komponenten.

$$\vec{F} = \begin{pmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \end{pmatrix} \quad (4.2)$$

Die Kraft \vec{F} wird auch in Betrag \hat{F} , dem Azimutwinkel φ und dem Polarwinkel ϑ angegeben. Die Umrechnung erfolgt durch die Beziehungen

$$\hat{F} = \sqrt{F_x^2 + F_y^2 + F_z^2} \quad (4.3)$$

$$\varphi = \begin{cases} \arccos \frac{F_x}{\sqrt{F_x^2 + F_y^2}} & \text{für } y \geq 0 \\ 2\pi - \arccos \frac{F_x}{\sqrt{F_x^2 + F_y^2}} & \text{für } y \leq 0 \end{cases} \quad (4.4)$$

$$\vartheta = \arccos \frac{F_z}{\sqrt{F_x^2 + F_y^2 + F_z^2}} \quad (4.5)$$

Die Kraft \vec{F} unterscheidet sich damit von der mechanischen Größe Druck p , die ebenso eine mechanische Spannung über eine definierte Fläche in einem Volumen hervorruft. Die Wirkrichtung der durch Druck induzierten Kraft ist immer senkrecht zur Fläche \vec{A} , auf die sie wirkt, ausgerichtet. Damit fallen Flächennormalenvektor \vec{e}_A und Wirkrichtungsvektor \vec{e}_F zusammen und die Größe Druck wird somit zum Skalar. Es folgt

$$\vec{p} = \lim_{\Delta A \rightarrow 0} \vec{F} \cdot (\vec{A})^{-1} = dF \cdot \vec{e}_F \cdot (dA \cdot \vec{e}_A)^{-1} \xrightarrow{\vec{e}_F = \vec{e}_A} dF \cdot (dA)^{-1} = p. \quad (4.6)$$

Greift eine Kraft senkrecht an einem Hebelarm an, so entsteht ein Drehmoment \vec{M} , welches an technischen Strukturen zu Biegespannungen und zu einer Verbiegung führt.

$$\vec{M} = \vec{r} \times \vec{F} \quad (4.7)$$

Bei steigendem Abstand \vec{r} von Krafteinkopplung und Aufnahme der Kraft führt dies über lange Hebelarme zu großen Biegespannungen¹. Das kann einerseits die Zerstörung der Struktur bewirken. Andererseits kann bei elastischen Strukturen eine starke Verbiegung auftreten, die dafür sorgt, dass über Geometrieänderung neue Berührungspunkte zwischen Strukturen entstehen und darüber die eingekoppelten Kräfte aufgenommen werden. Dies geschieht z. B. bei einem belasteten Führungsdraht, der sich aufgrund seiner geringen Steifigkeit an die Herzkranzgefäße anlegt, wie im übernächsten Abschnitt gezeigt wird.

¹Die Herleitung der Zusammenhänge zwischen mechanische Spannung, Biegemoment und Struktur der Körper folgt geschlossen in Kapitel 6.

Die mathematische Darstellung der Kraft soll im Folgenden ohne Vektorpfeil – als fett gedrucktes \mathbf{F} – erfolgen. Dies dient der Vereinheitlichung mit der Matrizenschreibweise in den nächsten Kapiteln.

$$\mathbf{F} = \vec{F} = \begin{pmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \end{pmatrix} \quad (4.8)$$

4.2 Medizinische Zweckbestimmung und Klassifizierung

Die Richtlinie 93/42/EWG [121] über Medizinprodukte, die in Deutschland durch das Medizinproduktegesetz (MPG) [110] umgesetzt ist, schreibt vor der Aufnahme der Anforderungen für ein Medizinprodukt die Festlegung der Zweckbestimmung vor. Mit der durchschnittlichen Dauer von unter 1 h liegt eine „vorübergehende Anwendung“ des Führungsdrahtes vor. Bei Anwendungen über 1 h läge eine „kurzzeitige Anwendung“ vor.

Die Messung der Kraft erfolgt direkt am Herzen. Das System ist invasiv, in direktem Kontakt mit dem Herzen und wird damit mit der höchsten Risikoklasse III kategorisiert. Diese Kategorisierung hat auch Einfluss auf den Aufbau und den Test der außerhalb des Körpers befindlichen Elektronik- und Mechanikkomponenten.

Die Zweckbestimmung lautet damit wie folgt:

„Kraftsensor zur Messung von Kräften an Führungsdrähten zur Anwendung in Herzarterien des Menschen. Die beim Vorschub des Führungsdrahtes in Arterien entstehende, in Längsrichtung wirkende Kraft, soll am sich vorübergehend im menschlichen Körper befindlichen Ende gemessen werden. Das System ist Röntgenstrahlung ausgesetzt. Der Führungsdraht mit Kraftsensor ist ein Produkt zur einmaligen Verwendung.“

4.3 Einbauort des Sensors

Der zu entwickelnde Sensor dient dazu, die Kräfte an der Führungsdrahtspitze zu messen. Es sind zwei Anordnungen des Sensors im Führungsdraht denkbar:

- die Integration direkt in der Führungsdrahtspitze sowie
- die Integration im Führungsdraht mit einer bestimmten Entfernung von der Spitze, hinter der vom Anwender erzeugten Biegung.

Für beide Integrationspositionen ergeben sich unterschiedliche Kräfte und Momente, die auf den Sensor wirken und somit zu unterschiedlichen Anforderungen an den Sensor führen.

Im Folgenden soll aufgezeigt werden, welche mechanischen Größen durch den Kontakt des Führungsdrahtes mit den Aderwänden entstehen und wie diese mit unterschiedlich im Führungsdraht positionierten Messelementen gemessen werden können. Es erfolgt eine Abschätzung, welche der zu erwartenden Kraftkomponenten für den Arzt einen unterstützenden Informationsgehalt bieten und deshalb gemessen und haptisch dargestellt werden sollen.

Der Führungsdraht weist an der distalen Spitze eine Biegung auf, die dazu dient, um durch Drehung am proximalen Ende ein „Abbiegen“ und ein „Einsacken“ der distalen Spitze in Gefäßabzweige zu ermöglichen (Abb. 4.2). Obwohl Führungsdrähte mit vorgebogener Spitze erhältlich sind, bestimmt i. d. R. der Arzt den Krümmungsradius der Spitze durch Biegen über seine sterilen Finger selbst, um ihn an die jeweilige Gefäßmorphologie speziell anzupassen. Als Krümmungsradius wird ungefähr der halbe Durchmesser der Gefäßkrümmung an der schwierigsten Passage gewählt, meist ca. 1 cm [80].

Wird ein Kraftsensor in der vorderen Spitze integriert, so werden die Kontaktkräfte an der vordersten Spitze annähernd unverfälscht erfasst. Hierbei entsteht allerdings eine Verdrehung des proximalen Koordinatensystems der Vorschubrichtung der Hand des Kardiologen und des distalen Koordinatensystems der Führungsdrahtspitze (Abb. 4.1).

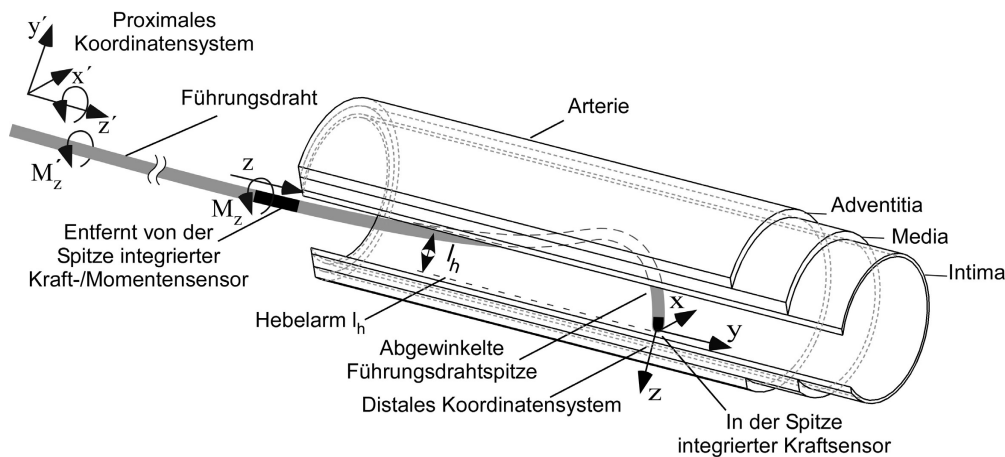


Abb. 4.1: Lage des Führungsdrahtes im Gefäßsystem und mögliche Einbaupositionen eines im vorderen Führungsdrahtbereich zu integrierenden Kraftsensors.

Proximales Koordinatensystem mit gestrichenen Größen, distales Koordinatensystem nicht gestrichen.

Alternativ kann ein Kraftsensor in einer gewissen Entfernung von ca. 5 cm bis 10 cm von der Spitze entfernt integriert werden. Dadurch ist die Ausrichtung des proximalen und distalen Koordinatensystems jeweils an der Vorschubrichtung des Drahtes und somit zueinander orientiert. Durch Integration eines kombinierten Kraft-/Momentensensors ist prinzipiell die Messung des Drehmoments um die z -Achse möglich. Hierdurch kann eine einfach zu interpretierende Signalgröße zur Rückkopplung des Drehmoments durch die haptische Bedieneinheit abgeleitet werden. Die Kraft an der Führungsdrahtspitze wird durch den mit einem Abstand zur Spitze integrierten Sensor allerdings nicht mehr unverfälscht aufgenommen (Abb. 4.2b). Aufgrund zusätzlicher Reibkräfte durch weitere Kontaktpunkte sowie einer höheren Masse

im Kraftpfad des Sensors sind die zu messenden Kräfte mit weiteren Störeinflüssen überlagert.

Um den Einbauort zu bestimmen und damit den Entwurf des Sensors zu ermöglichen, müssen die Einsatzfälle der Führungsdrähte analysiert werden. Da die Szenarien vielfältig sind, wird sich hier auf die Darstellung der wichtigsten Fälle beschränkt. Weitere Fälle sind im Anhang A dokumentiert. Um eine quantifizierbare Bewertung zu ermöglichen, wird die Eignung eines Sensors für eine bestimmte Anwendung mit 0 bis 10 Punkten bewertet. Für die Wichtigkeit des Szenarios werden ebenfalls zwischen 0 bis 10 Punkten vergeben. Das Produkt ist ein Schätzwert für den zu erwartenden Nutzen eines Sensors für Katheterisierungen.

Standardfall und gewundener Gefäßverlauf

Beim Vorschieben des Drahtes weist die Spitze des Führungsdrahtes Kontakt mit dem Adergewebe auf (Abb. 4.2a). Es ergeben sich hinter der Spitze weitere Kontaktstellen des Führungsdrahtes mit der Gefäßwand. Je gewundener die Gefäße sind, desto mehr Kontaktflächen treten auf und desto höher wird die Reibung aufgrund der Zunahme der Kontaktkraft durch die engere Verbiegung des Führungsdrahtes (Abb. 4.2b). Die Abbildung 4.2a zeigt den Standardfall „Vorschieben“ für ein relativ gerades Gefäß. Die im Bild eingefügten Größen werden in der Diskussion aufgegriffen und erläutert.

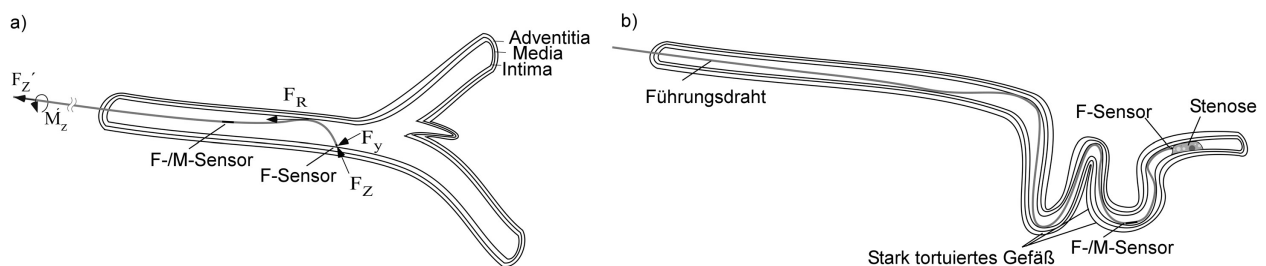


Abb. 4.2: Kontaktsituation der gebogenen Spitze mit der Aderwand beim einfachen Vorschub des Führungsdrahtes mit Kraft-(F-)Sensor sowie kombiniertem Kraft-(F-)/Momenten-(M-)Sensor.

a) Vorschub zum verengten Gefäß, b) stark gewundener, tortuierter Gefäßverlauf.

Bei der routinemäßigen Katheterisierung ist das System zwar vorteilhaft, aber von geringerer Relevanz. Mit dem Sensor entfernt der Spitze können unvorhergesehene Ereignisse etwas wahrscheinlicher detektiert werden (Abb. A.1b), Aderabzweige treten dafür weniger deutlich im Messsignal auf. Zur Bewertung werden einem Führungsdraht mit in der Spitze integriertem Sensor für dieses Szenario auf einer Skala von null bis zehn Punkten fünf Punkte für den Nutzen und fünf Punkte für die Relevanz zugeordnet. Die Gesamtpunktzahl ergibt sich aus der Multiplikation beider Werte.

| a) | NUTZEN DES SENSORS | RELEVANZ DES SZENARIO | GESAMT |
|----------------------------|--------------------|-----------------------|-----------|
| Sensor in der Spitze | 5 | 5 | 25 |
| Sensor entfernt der Spitze | 6 | 5 | 30 |

Dahingegen hat die Behandlung von stark gewundenen, verengten Gefäßen eine hohe Relevanz. Ein Sensor vorne in der Spitze weist einen hohen Nutzen auf. Ein entfernt der Spitze integrierter Sensor erfasst hohe Reibkräfte.

| b) | NUTZEN DES SENSORS | RELEVANZ DES SZENARIOS | GESAMT |
|----------------------------|--------------------|------------------------|-----------|
| Sensor in der Spitze | 9 | 9 | 81 |
| Sensor entfernt der Spitze | 4 | 9 | 36 |

Durchdringen von Verschlüssen

Der größte Zugewinn durch die haptische Rückmeldung am Führungsdraht wird bei der Passage von Gefäßverschlüssen erwartet, da dieser Vorgang häufig viel Zeit beansprucht und mit deutlichem Komplikationsrisiko verbunden ist. Die Abbildung 4.3a zeigt schematisch diese Kontaktsituation.

Der Führungsdraht wird durch Vor- und Zurückziehen, unter gleichzeitigem Drehen, mehrfach mit der Spitze gegen die Verengung gedrückt, bis der Führungsdraht in die Verengung hinein- und dann hindurchrutscht. Erfahrungen zeigen, dass sehr häufig kleine Kanäle in der Verengung bestehen, durch die der Führungsdraht geführt wird [33, 50]. Die Möglichkeit, diese Kanäle durch haptische Rückmeldung leichter zu finden, kann die Behandlung beschleunigen und ihre Erfolgsrate erhöhen. Da die entsprechenden Kräfte beim Einfädeln in Mikrokanäle direkt vorne an der Führungsdrahtspitze entstehen und Stenosen immer mit gerader Spitze zuerst durchdrungen werden, können relevante Kraftinformationen zur Durchdringung am günstigsten mit einem direkt in der Spitze integrierten Kraftsensor aufgenommen werden.

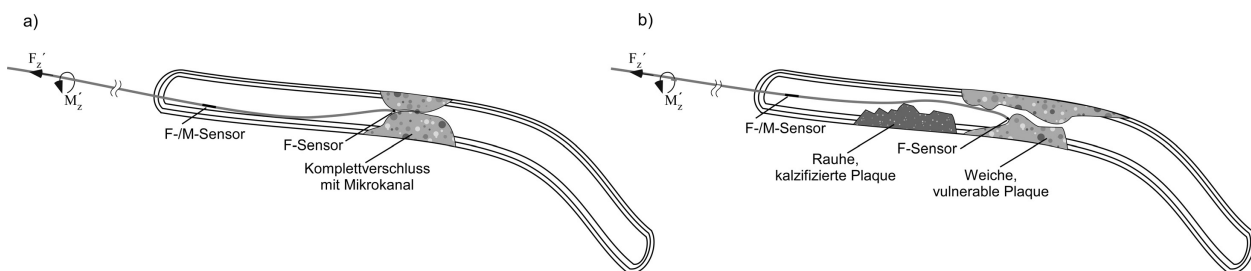


Abb. 4.3: Kontakt des Führungsdrahtes mit Gefäßverschlüssen und Verengungen.

| a) und b) | NUTZEN DES SENSORS | RELEVANZ DES SZENARIOS | GESAMT |
|----------------------------|--------------------|------------------------|-----------|
| Sensor in der Spitze | 9 | 10 | 90 |
| Sensor entfernt der Spitze | 5 | 10 | 50 |

Differenzierung von Plaque

Wünschenswert für den Anwender ist die Differenzierung von harter, rauher, kalzifizierter sowie weicher, glatter, vulnerabler Plaque, da diese Eigenschaften stark prognostischen Charakter über die weitere Entwicklung der Plaque aufweisen (Abb. 4.3b). Es ist wahrscheinlich,

die Arten von Plaque anhand ihrer unterschiedlichen Rauigkeiten im Kraftsignal differenzieren zu können. Da die Kräfte an der Führungsdrahtspitze entstehen und sich Rauigkeiten mit hoher Frequenz im Kraftsignal widerspiegeln, ist die Unterscheidung rauer und glatter Plaque nur mit einem direkt in der Spitze integrierten Kraftsensor wahrscheinlich.

| | NUTZEN DES SENSORS | RELEVANZ DES SZENARIOS | GESAMT |
|----------------------------|--------------------|------------------------|-----------|
| Sensor in der Spitze | 9 | 7 | 63 |
| Sensor entfernt der Spitze | 3 | 7 | 21 |

Passieren und Setzen von Stents

Heutzutage wird bei nahezu jeder PTCA mindestens ein Stent eingesetzt. Dieses Drahtgeflecht ist schwierig zu passieren, da die Führungsdrahtspitze in das Geflecht einsinken kann. Dies gilt im Besonderen für Seitast-(Bifurkations-)Stents² [80]. Hier muss mit dem Draht erst ein bestimmter Bereich des Stents passiert werden, ohne dass die Spitze in die Maschen einfädelt, dann aber ein Durchgang gesucht werden, durch den der Führungsdraht durch das Drahtgeflecht vom Hauptast in den Nebenast geschoben werden kann (Abb. 4.4a). Ein vorne in der Spitze integrierter Sensor kann das Abtasten und Passieren, aber auch das gezielte Durchdringen der Stentmaschen vereinfachen.

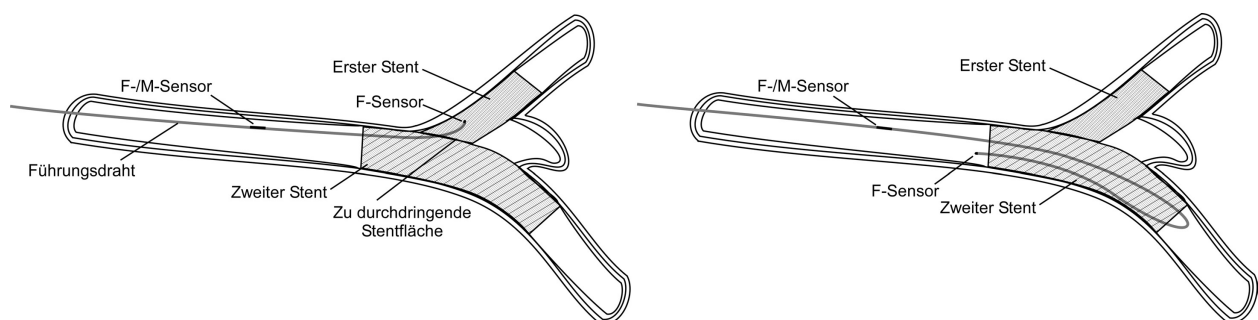


Abb. 4.4: Stenting von Verengungen.

- a) Beim Passieren von Stents besteht die Gefahr des „Verhakens“, bei Seitaststenosen müssen die Stentmaschen gezielt seitlich durchdrungen werden.
b) Stents werden auch mit umgebogenem Draht passiert.

| a) | NUTZEN DES SENSORS | RELEVANZ DES SZENARIOS | GESAMT |
|----------------------------|--------------------|------------------------|-----------|
| Sensor in der Spitze | 9 | 5 | 45 |
| Sensor entfernt der Spitze | 5 | 5 | 25 |

Zum Passieren von Stentmaschen wird häufig eine Technik mit umgelegtem Draht angewendet, um das Einfädeln der Spitze in die Stentmaschen zu verhindern (Abb. 4.4b). Die

²Werner, G., Reifart, N., Fachgespräche S. 223.

Führungsdrahtspitze wird im Körper ca. 3 cm von der Spitze entfernt umgebogen und mit der Biegung voran durch den Stent geschoben. Durch gezieltes Drehen am äußeren Ende kann der Führungsdraht wieder in gestreckte Ausgangsform gebracht werden. Problematisch ist die Verdrehung eines in der Spitze integrierten Sensors um nahezu 180° zur Vorschubrichtung, wodurch anstatt einer gewünschten Kraftgegenkopplung eine Kraftmitkopplung entstehen kann. Wird diese Technik auch bei Benutzung eines haptischen Führungsdrahtes angewendet, dann bietet ein entfernt der Spitze integrierter Sensor aufgrund der zur Vorschubrichtung orientierten Koordinatensysteme in diesem Fall deutliche Vorteile.

| b) | NUTZEN DES SENSORS | RELEVANZ DES SZENARIOS | GESAMT |
|----------------------------|--------------------|------------------------|--------|
| Sensor in der Spitze | 0 | 3 | 0 |
| Sensor entfernt der Spitze | 5 | 3 | 15 |

Für die dargelegten – und zwei weitere Szenarien in Anhang A – sind die Eigenschaften in Tabelle 4.1 zusammengefasst.

Diskussion des Einbauorts

Aus den Kontaktsituationen bei den verschiedenen Einsatzfällen lassen sich folgende generelle Schlüsse ziehen (Tabelle 4.1):

Berührt die Spitze das Adergewebe direkt (Abb. 4.2, Abb. 4.3 und Abb. 4.4a), so ist eine unverfälschte Darstellung der Kraft von der Führungsdrahtspitze nur mit in der Spitze integrierten Sensoren möglich. Bei entfernter Anordnung bewirken die vor dem Sensor befindliche Drahtmasse, die geringe Federsteifigkeit und die auftretende Reibung eine verfälschte bzw. bedämpfte Krafterückmeldung. Für die Darstellung der Oberflächenrauigkeit und das Palpieren von Gefäßen sind diese, die zeitliche Dynamik des Messsignals beschränkenden Einflussfaktoren, nachteilig. Auch kann ein Einsacken der Führungsdrahtspitze in einen Aderabzweig oder eine Stentmasche nicht sicher erfasst werden. Da an der Führungsdrahtspitze praktisch keine Hebelarme vorliegen, ist hier die Kontaktsituation leichter modellierbar und es treten aufgrund des geringen Drahtdurchmessers nur geringe mechanische Störmomente um die z -Achse auf.

Es zeigt sich aber auch deutlich, dass es bei einigen sicherheitskritischen Szenarien, bei denen der Führungsdraht mit umgebogener Spitze mit den Arterien interagiert (Szenario nach Abb. 4.4b und Abb. A.2b) nicht zu einer haptischen Rückmeldung dieser kritischen Kräfte kommt. Diese Fälle lassen sich nur durch die zur Verfügung stehende Bildgebung erkennen. Kritisch ist in diesen Situationen weiterhin, dass sich bei Drehung der Spitze entgegen der Vorschubrichtung auch die Koordinatensysteme des Displays und der Sensorik gegeneinander drehen und sich anstatt einer Kraftgegenkopplung eine Mitkopplung mit einem in der Spitze integrierten Sensor einstellen kann. So wird bei umgedrehtem Sensor ein Zurückziehen zu einer erhöhten Kraft auf den Sensor führen, welche wiederum das Herausziehen des Drahtes verstärkt. Diese bewusst vom Mediziner herbeigeführte Situation kann durch Bildgebung oder durch Softwarealgorithmen, beispielsweise durch Begrenzung der Vorschubgeschwindigkeit oder Messung der Kraft im Griffstück (Torquer), abgefangen werden.

Tabelle 4.1: Beurteilung des Nutzens von in der Spitze (i. d. S.) und entfernt von der Spitze (e. d. S.) integrierten Kraftsensoren für bei Katheterisierungen auftretenden Szenarien.

| SZENARIO | i. d. S. | NUTZEN |
|--|------------|--|
| | e. d. S. | |
| Passieren von Verengungen | 90 | Ertasten der Mikrokanäle, Erkennen von Durchdringen der Intima, Kontaktkraft |
| | 50 | Ertasten der Spitzenkräfte nur bedämpft, Kontaktkraft spürbar |
| Rekanalisation tortuierter Gefäße | 81 | Maximaler Information zur Behandlung komplexer Situation |
| | 36 | Reibkräfte im Signal |
| Differenzieren glatter und rauer | 63 | Tasten von Rauigkeiten, Härte eventuell detektierbar |
| Plaque | 21 | Rauigkeiten werden bedämpft |
| Erkennen der Durchdringung der Intima | 63 | Bei Eindringen und Gleiten erkennbar |
| | 28 | Bei Zurückziehen erkennbar |
| Finden von Aderabzweigen | 56 | Einsacken der Spitze detektierbar |
| | 36 | Einsacken nicht immer detektierbar |
| Kontakt mit Aneurisma mit geradem Draht | 50 | gut erkennbar |
| | 40 | gut erkennbar |
| Kontakt mit Aneurisma mit umgebogenem Draht | 0 | nicht erkennbar und problematisch |
| | 40 | gut erkennbar |
| Passieren Stentmaschen mit geradem Draht | 40 | Stentmasche kann abgetastet werden |
| | 25 | Stentmasche wird nicht exakt ertastet |
| Passieren Stentmaschen mit umgebogenem Draht | 0 | problematisch, kein Nutzen |
| | 15 | Kraftsignal vermittelt Zug- und Schubkraft, Gleiten über Stentmaschen bedämpft spürbar |
| Gezieltes Durchdringen von Stentmaschen | 45 | Stentmasche kann abgetastet werden |
| | 25 | Stentmasche wird nicht exakt ertastet |
| Standardfall Vorschieben | 25 | Kraftsignal beschleunigt Navigation |
| | 30 | Es werden auch Kontakte mit umgebogenem Draht erfasst |
| Gesamtbewertung | 513 | Addierte Punktzahlen |
| | 346 | Addierte Punktzahlen |

Nach KERN [70] und SINDLINGER [140] ist eine intuitive Darstellung der Kräfte über ein haptisches Display möglich, welches einen translatorischen und einen rotatorischen Kraftfreiheitsgrad auf den Draht zurückkoppelt. Diese Informationen lassen sich besonders einfach aus den Signalen einer Kombination von axialer 1-DOF-Kraft- und axialer 1-DOF-Momentenmessung mit einem kombinierten Messelement messen, das hinter der ersten Drahtbiegung integriert ist.

Zur Darstellung eines Drehmoments als Information der lateralen Kräfte an der Führungsdrahtspitze können mit einem in der Spitze integrierten Sensor zusätzliche laterale Kraftkomponenten aufgenommen werden. Diese seitlichen Kräfte können über Kenntnis bzw. Schätzung des vorliegenden Hebelarmes l_H nach Abb. 4.1 zu einem darstellbaren Drehmoment berechnet werden (Gl. (4.7)).

Fazit zum Einbauort

Eine für den Anwendungsfall optimale Integration umfasst also zwei Kraftsensoren: Einen Kraftsensor in der Führungsdrahtspitze, um Reaktionskräfte der Führungsdrahtspitze mit hoher Grenzfrequenz und ohne störende Momente zu messen. Ein zweiter Kraftsensor kann im Übergangsbereich des harten Führungsdrahts zur weichen, biegsamen Drahtwendel integriert werden (vgl. Abb. 4.1). Dadurch können auch beim Umbiegen der Führungsdrahtwendel gefährliche und unerwünschte Zustände wie Kollisionen erfasst und über haptische Rückmeldung mitgeteilt werden. Optimal wäre weiterhin eine Messung des Drehmomentes um die Längsachse, um dem Arzt dieses Moment im Display mitzuteilen. Dieses Moment kann weiterhin mit den lateralen Kraftkomponenten von der Spitze des Sensors dynamisch überlagert werden, um so auch das Einsacken in Stents besser spürbar zu gestalten.³

Zur Festlegung erreichbarer Ziele für diese Arbeit muss sich auf eine Einbauposition des Sensors fokussiert und der Sensor daraufhin ausgelegt werden. Im Folgenden soll ein Kraftsensor entwickelt werden, der durch Erfassen der Vorgänge direkt an der Führungsdrahtspitze die Navigation des Drahtes verbessern soll. Er muss somit in die Führungsdrahtspitze integriert werden und mindestens die axiale Kraftkomponente messen. Die wichtigsten Szenarien, das Passieren von Verengungen nach Abbildung 4.3, das Erspüren von unerwünschtem Durchdringen der Intima (Abb. A.1a), das Durchdringen von Stents nach Abbildung 4.4a sowie die Wiederöffnung von tortuierten Gefäßen nach Abbildung 4.2b profitieren besonders stark von den Vorteilen der unverfälschten Rückmeldung der Kräfte eines in der Führungsdrahtspitze integrierten Kraftsensors. Auch das Palpieren weicher und harter Plaque sowie die Darstellung von Oberflächenrauigkeiten aufgrund der zu erwartenden hohen Frequenz-Dynamik des Messsignals sind mit einem Messelement in der Spitze unverfälschter darstellbar. Die Fälle der fehlenden Rückmeldung beim umgeknickten Draht sollen über Bildgebung erkannt und vom Arzt interpretiert werden.

³Diese Kraft-Information ist schon in der translatorischen Kraftkomponente von der Drahtspitze enthalten und kann durch Umrechnung auf die rotatorische Achse des Displays gekoppelt werden. Diese Gedanken sollen angeführt werden, um Diskussionen zur Kraftdarstellung anzuregen.

4.4 Geometrische Randbedingungen

Die geometrischen Abmessungen und die äußere Form des zu entwickelnden Sensors werden durch den beschränkten Bauraum in der Führungsdrahtspitze vorgegeben. Eine Integration des Sensors darf die Steifigkeit und damit die Navigierbarkeit des Führungsdrahtes nicht negativ beeinflussen. Die Spitze des Führungsdrahtes soll deshalb durch den Sensor nicht länger als bei Standarddrähten – ca. 1 mm – versteift werden.

Im Abschnitt 3.2 wurde ein Führungsdraht mit umwickelten Kerndraht nach Abbildung 3.3 als Musteraufbau zur Sensorintegration gewählt. Er besteht aus einer gewickelten Edelstahlfeder, die einen Außendurchmesser von $360\text{ }\mu\text{m}$ und einen Innenlochdurchmesser von $250\text{ }\mu\text{m}$ aufweist. Die Feder ist an der Spitze auf einer Länge von ca. 1 mm mit einem Sicherungsband und einer Edelstahlseele verschweißt und somit starr. Für planar (rechteckiger Querschnitt) und rotationssymmetrisch (runder Querschnitt) gefertigte Sensoren ergeben sich hieraus die geometrischen Anforderungen nach Abbildung 4.5.

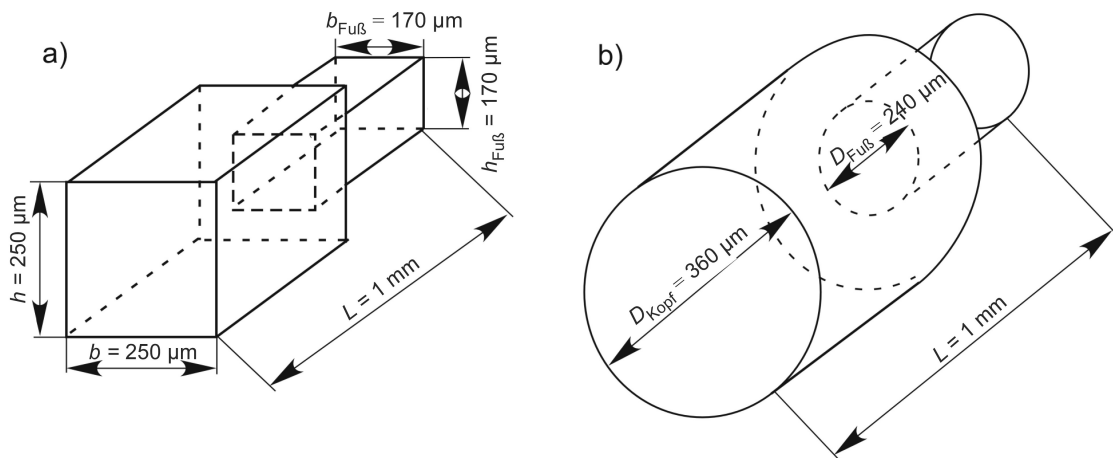


Abb. 4.5: Maximal verfügbarer Bauraum zur Sensorintegration.

Bei a) planarer Fertigung und b) rotationssymmetrischer Fertigung des Messelements.

Es sind aufgrund des geringen Bauraums somit stark miniaturisierte Kraftsensoren erforderlich. Weiterhin ist eine stabile und sichere Signalübertragung des Sensorsignals über eine Länge von bis zu 1,8 m aus dem Herzkranzgefäßbereich heraus zu sichern. Die Signalübertragung ist entweder über Führungsdrahtkomponenten oder Leitungen durch oder entlang des Führungsdrahtes oder drahtlos zu realisieren. Die in diesem Abschnitt festgelegten Anforderungen an die Geometrie werden in Tabelle 4.3 zusammenfassend mit angegeben.

4.5 Materialeigenschaften, Biokompatibilität und Sterilisierung

Für Führungsdrähte werden verschiedene Materialkombinationen eingesetzt. Edelstahlseelen weisen eine hohe Elastizität auf und lassen sich gut an der Spitze mit der Feder verschweißen. Nickel-Titanlegierungen (Nitinol) weisen eine besonders hohe Knickstabilität (Superelastizität) auf, lassen sich an der Spitze aber nicht stabil verschweißen, weshalb Klebverfahren eingesetzt werden.

Führungsdrähte werden zur Realisierung eines geringen Reibkoeffizienten mit Teflon oder speziellen hydrophilen Beschichtungen versehen. Mit Teflon beschichtete Edelstahlkomponenten lassen sich Plasmaschweißen. Um mit Teflon beschichtete Nitinol-Komponenten zu verbinden, kommen Klebverfahren mit einem Formschluss zur Anwendung. Hierbei werden biokompatible Klebstoffe verwendet [40]. Führungsdrähte aus Edelstahl weisen eine relativ gute, geforderte Röntgensichtbarkeit auf. Aufgrund der geringeren Absorptionsrate werden in Nitinol-Drähte zur besseren Sichtbarkeit im Spitzenbereich häufig geringe Mengen röntgenabsorbierbare Materialien, z. B. mit Wolfram gefülltes Polymer oder eine Feder aus Platin verbaut. Hochwertige Führungsdrähte erhalten eine hydrophile Beschichtung, damit sich während der Anwendung ein Wasserfilm bildet, auf dem der Draht reibungsarm durch den Körper gleitet.

Die verwendeten Stoffe, die mit dem Blut in Kontakt treten, müssen biokompatibel, genauer bioinert und bioverträglich sein [38]. Sie dürfen also keine feststellbaren, das Gewebe oder Blut schädigenden Stoffe abgeben [37]. Neben der Oberfläche der Produkte ist auch die Form so zu wählen, dass Sie keine gewebeschädigenden Eigenschaften aufweist. Durch die Verwendung nicht biokompatibler Stoffe, die in den Kontakt mit Blut treten können, wird das spätere Produkt nur mit großem Aufwand zulassungsfähig. Verwendbare Materialien sind beispielsweise Edelstähle WNr. 1.4301 (AISI304), WNr. 1.4310 (AISI301), WNr. 1.4401 (AISI316), Edelmetalle wie Platin sowie Kunststoffe wie Teflon, Parylene, viele Silikone, wenige Polyurethane und speziell zugelassene Klebstoffe.

Nach der Herstellung und Beschichtung werden die Führungsdrähte verpackt und es erfolgt die Sterilisation mit Ethylenoxid-Gas bei ca. 56 °C, welches die Verpackung durchdringt. Die Sterilisation an sich dauert ca. 1 h. Da Führungsdrähte Produkte zur einmaligen Verwendung sind und zu medizinischen Geräten mit Hohlräumen zählen, ist die Sterilisation der fertig produzierten und verpackten Produkte mit Ethylenoxidgas das Vorzugsverfahren [23, 147].

4.6 Abschätzung der wirkenden Kräfte

Im Folgenden werden die am Führungsdraht anliegenden Kräfte ermittelt und dargestellt.

4.6.1 Kontaktkraft an der Führungsdrahtspitze

Eine der wichtigsten Kenngrößen für den Entwurf ist die auftretende Kraft an der Führungsdrahtspitze. Sie hängt von der Biegesteifigkeit und der Vorbiegung des Drahtes sowie von der Führung des Drahtes im Gefäßsystem ab. Letzteres variiert stark mit der Gefäßmorphologie. Zur Bestimmung der maximalen Kräfte im Folgenden ist der Draht somit auf einer definierten Länge zu führen.

In Anlehnung an die tatsächliche Lage des Führungsdrahtes im Gefäßsystem (Abschnitt 4.3), bei dem der Draht durch das Adergewebe geführt und seitlich gestützt wird, erfolgt eine Krafteinkopplung auf den lose in einem Führungszyylinder geführten Draht (Abbildung 4.6a). Der Zylinder weist einen Innendurchmesser von 0,7 mm auf. Die Krafteinkopplung in den Draht erfolgt auf die Drahtspitze, die 10 mm aus der Hülse heraus- und in einen Messzylinder hineinragt. Der Lochdurchmesser des Messzylinders wird zu 4,36 mm gewählt, um die Vergleichbarkeit eines Testverfahrens nach [5] zu ermöglichen.

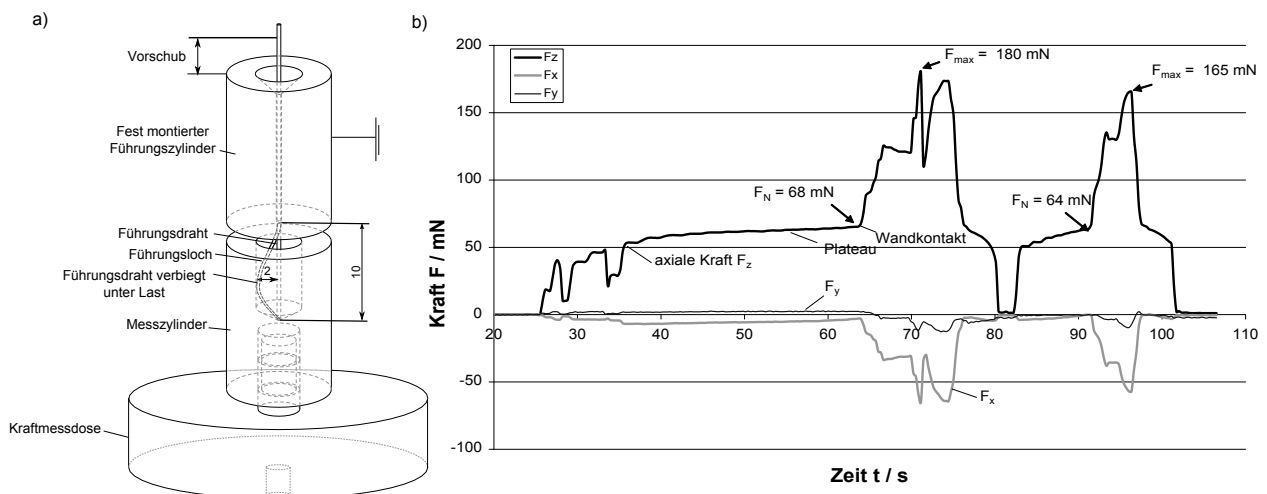


Abb. 4.6: Aufgebaute Messvorrichtung zur Bestimmung der maximalen Kräfte an der Führungsdrahtspitze und aufgenommene Kraftkennlinie.

a) Messaufbau mit Führungsdraht in Führungshülse, b) beispielhafter Kraftverlauf beim zweimaligem Einfahren eines Führungsdrahtes mit unwickeltem Kern in die Führungshülse.

Die Tabelle 4.2 zeigt Messwerte der Biegesteifigkeit aus eigenen Versuchsreihen von unterschiedlichen, sich derzeit in der Anwendung befindlichen Führungsdrähten.

Aus den Messungen lässt sich ableiten, dass die Nennkräfte auf einen in die Spitze integrierten Sensor, in deren Bereich auch die haptisch relevanten Informationen zu erwarten sind, zwischen 10 mN und 100 mN betragen. Damit wird die Nennkraft zu $F_N = 100 \text{ mN}$ festgelegt. Bei größeren Kräften biegt sich der Draht zur Seite, verkrümmt sich und führt zu Verformungen des Gefäßes und des Drahtes. Die Kräfte werden dann nicht mehr nur über die Drahtspitze übertragen und können Werte zwischen 120 mN bis 240 mN erreichen. Allerdings sind diese maximalen Kräfte mit einem groben Umgang des Führungsdrahtes verbunden und

Tabelle 4.2: Axiales Kraftaufnahmevermögen ausgewählter Führungsdrähte.

Die eigenen Messungen zeigen ausgewählte Werte von realistisch vorgebogenen Drähten, wodurch geringere Kräfte als nach [5] und eine deutliche Streuung zwischen gleichen Varianten zu erwarten sind. Die Messwerte dienen damit als Anhaltswerte.

| Eigene Messungen | | Messungen nach [5] | |
|------------------|-------------------------------|----------------------|-------------------------------|
| FÜHRUNGSDRAHT | AXIALES KRAFTAUFNAHMEVERMÖGEN | FÜHRUNGSDRAHT | AXIALES KRAFTAUFNAHMEVERMÖGEN |
| Pilot 200 | 8 mN | Floppy II | 4 mN |
| Pilot 50 | 7 mN | BMW Universal | 6 mN |
| Fielder FC | 19 mN | Balance Middleweight | 7 mN |
| Confianca | 40 mN | Grand Slam | 8 mN |
| | | Whisper MS | 10 mN |
| | | Iron Man | 10 mN |
| | | Prowater | 11 mN |
| | | Whisper FS | 12 mN |
| | | Pilot 50 | 15 mN |
| | | Cross-it 100XT | 17 mN |
| | | Miracle Bros 3 | 39 mN |
| | | Miracle Bros 6 | 88 mN |
| | | Confianca Pro | 93 mN |
| | | Confianca Pro 12 | 124 mN |
| | | Miracle Bros 12 | 130 mN |

bei derzeitigen Drähten durch die Vorgaben der Führungsdrahthersteller im Gebrauch untersagt. Für eine gebrauchstaugliche Anwendung wird deshalb eine Überlastfestigkeit des Messelementes von $F_{\max} \geq 300 \text{ mN}$ festgelegt.

Diese Ergebnisse stehen in Einklang mit Ergebnissen von KERN [70], der durch Simulationen eine maximale Kraft in Abhängigkeit der Steifigkeit von 100 mN bis 200 mN abschätzt. Die tatsächlich im Gefäßsystem auftretenden Kräfte sollen anhand des prototypischen Systems erstmalig ermittelt werden.

4.6.2 Anforderungen aus der Haptik

Der Fokus der Anwendung des Systems HapCath wurde im Abschnitt 4.3 auf die Detektion von Aderabzweigen, dem Durchstoßen von Plaque, dem Detektieren der Berührung und des Durchstechens der Arterienwand und dem Ertasten von Oberflächeneigenschaften festgelegt.

Um haptisch relevante Messanforderungen zu quantisieren, wird sich an dem Auflösungsvermögen des Menschen orientiert. Ein Maß dafür, welches auch von [70] herangezogen wird und grundlegend von GESCHIEDER untersucht wurde [49], ist die gerade noch detektierbare Auslenkung eines kleinen, schwingenden Stößels, die als frequenzabhängige Wahrnehmungsschwelle bezeichnet wird (Abb. 4.7). Dabei wird die höchste Auflösung des menschlichen

Tastvermögens bei einer mechanischen Vibrationsfrequenz von 300 Hz erzielt. Es können hier Auflösungen von 100 nm mechanischer Amplitude erkannt werden. Es ist wünschenswert, diese Auflösungen auch mit einem Kraftsensor in der Spitze des Führungsdrahtes zu erreichen, um das haptische Empfindungsvermögen voll anzusprechen, bzw. über einen Verstärkungsfaktor im System noch zu verbessern. Für eine Darstellung der Kräfte in einem technischen System, welches immer eine Quantisierung (analog oder digital), und in häufigen Fällen auch eine Regelung, aufweist, ist die Messfrequenz um ein Vielfaches höher zu legen als die Regelfrequenz. Damit werden in dieser Arbeit für die haptische Darstellung Messfrequenzen $f_{\text{Abtast}} \geq 1 \text{ kHz}$ gefordert, etwa dreimal höher als die Frequenz der maximalen Empfindlichkeit der haptischen Wahrnehmung, die für eine Kraftsteuerung genügen. Wünschenswert ist eine Abtastfrequenz von $f_{\text{Abtast}} \geq 10 \text{ kHz}$, um stabile Regelungen zu ermöglichen.

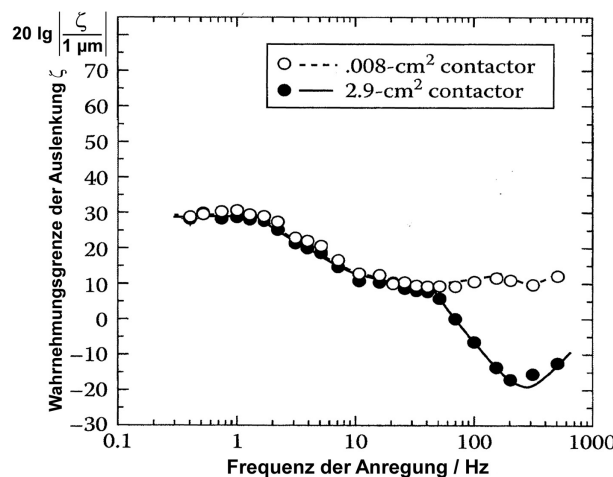


Abb. 4.7: Wahrnehmungskurve der gerade noch detektierbaren Auslenkung ζ eines Stößels (jnd) mit unterschiedlichen Flächengrößen bei Krafteinkopplung in den Handballen [49, 47].

Die maximale Empfindlichkeit der haptischen Wahrnehmung von kleinen Auslenkungen liegt bei 300 Hz.

Neben der Frequenzauflösung lässt sich aus der Vergleichbarkeit verschiedener Krafteindrücke auch die maximal notwendige aufzulösende Kraftstufe, also die Amplitudenauflösung des Messsignals, extrahieren. Versuche zeigen, dass der Mensch Kraftstufen nicht unterscheiden kann, wenn diese nicht um mindestens 10 % variieren [48]. Hieraus werden die notwendige Auflösung und die zulässige Hysterese des Sensorsignals mit jeweils 10 % abgeschätzt. Diese für Sensoren allgemein sehr hohen zulässigen Fehler werden im nächsten Abschnitt aus technischer Sicht mit Blick auf das Gesamtsystem bewertet.

4.6.3 Anforderungen aus der Regelungstechnik

Das prinzipielle System HapCath wird von KERN auch nach regelungstechnischen Aspekten untersucht [70]. Die einfachste, aber auch überzeugendste Lösung ist es, HapCath als *kraftge-*

steuertes System bzw. als *kraftgeregeltes System* aufzubauen. Bei diesen Systemen dient eine gemessene Kraft als Eingangsgröße. Das Ausgangssignal ist wiederum eine Kraft, die z. B. proportional verstärkt ist. In Kapitel 11 wird der Aufbau von HapCath als kraftgesteuertes System beschrieben. Die Aufbauten kraftgesteuerter und kraftgeregelter Systeme zeichnen sich durch sehr geringe innere Impedanzen, für HapCath vor allem mit besonders geringer reeller Impedanz (innerer Reibung) aus.

Im Abschnitt 11.2 kann eine einfache Erweiterung des in dieser Arbeit aufgebauten kraftgesteuerten zum kraftgeregelten System aufgezeigt werden, welches den Führungsdraht komplett in die Übertragungsstrecke mit einbezieht. Dabei fallen prinzipiell alle Impedanzen aus der dem Nutzer vermittelten Übertragungsstrecke heraus, wodurch auch die reelle Impedanz (Reibung/Dämpfung) inkl. Führungsdrahtreibung im Körper kompensiert wird.

Alle diese Systeme stellen hohe Anforderungen an die Stabilität des Nullpunktes bei der Messung der Eingangsgröße Kraft. Jede Abweichung vom Nullpunkt führt direkt zu einer Kraft auf den Führungsdraht und kann damit bei geringer Reibung zu einer Bewegung des Führungsdrahts führen⁴, wenn der Arzt den Führungsdraht aus der Hand legt. Dies kann für die sehr gleitfähig beschichteten Führungsdrähte in der Praxis ein Problem darstellen. Es müssen also hohe Anforderungen an die Nullpunktstabilität der Sensoren gestellt werden. Nach ersten Vorversuchen mit elektrischen Antrieben und Führungsdrähten sind für die Nullpunktstabilität Werte von $F_0 \leq 1\%$ zu fordern. Ein Abgleich des Nullpunktes während der Anwendung des Führungsdrahtes im Körper scheint zwar möglich, ist aber schwierig. Der Führungsdraht darf hierfür keinen Kontakt mit dem Adergewebe aufweisen, z. B. durch Zurückziehen, optional bis in den Katheter. Aus Akzeptanzgründen für das Gesamtsystem ist dies nicht erwünscht. Einen softwaretechnisch überwachten Nullpunktbereich, in dem der Sensor kein Ausgangssignal bietet, ist nicht anzustreben, damit auch im Besonderen Messgrößen mit kleiner Amplitude um den Nullpunkt herum gut dargestellt werden können. Weiterhin sind Systeme mit „Deadbands“⁵ regelungstechnisch schwerer zu stabilisieren. Damit müssen hochwertige Sensoren mit stabilem Nullpunkt mit Abweichungen $F_0 \leq 1\%$ während der Messzeit im Gefäßsystem entwickelt werden.

4.6.4 Zusammenfassung der Messgrößen

Die Messgrößen lassen sich damit wie folgt definieren. Die Nennkraft F_N sollte 100 mN betragen. Dies zeigen die eigenen Messungen zur möglichen Kraftbelastung von Führungsdrahtspitzen (Abschnitt 4.6.1) sowie Veröffentlichungen [5]. Auch Simulationsergebnisse liegen in dieser Größenordnung [70, 71]. Die Überlastfestigkeit F_{\max} lässt sich ebenso aus diesen Versuchen ableiten, sie darf 300 mN nicht unterschreiten.

Die Kraftauflösung sollte unter der menschlichen Wahrnehmungsschwelle, skaliert mit einem Verstärkungsfaktor des Systems von 10, sowie deutlich unter dem kleinsten zulässigen Fehleranteil liegen. Sie wird mit $A_F \leq 0,1$ mN festgelegt.

⁴Eigenständige Vorwärtsbewegungen des Drahtes werden aus Sicherheitsgründen nicht zugelassen.

⁵Eine Zone, in der „Nichts“ geschieht, eine Änderung des Eingangs also keine Ausgangsgrößenänderung hervorruft („Lose“).

Die Anforderungen an die Nullpunktstabilität und Hysterese wurden im vorangegangenen Abschnitt abgeleitet. Es wird für den Nullpunktfehler $F_0 \leq 1\%$ und für den maximal zulässigen Hysteresefehler $F_{\text{Hys}} \leq 1\%$ gefordert. Diese Fehler sind während der Anwendung über eine Dauer von 30 min einzuhalten. Danach kann optional eine Nachkalibrierung erfolgen. Die Anforderungen an Drift und Kriechen sollen hier ebenso in den 1 % maximal zulässigem zeitabhängigem Fehler integriert sein.

Die Messunsicherheit an sich darf allerdings wesentlich größer sein, da der exakte absolute Wert der Kraft nur von untergeordnetem Interesse ist. Beispielsweise können Winkelfehler in der Krafteinkopplung, und damit eine eventuell verringerte Empfindlichkeit des Sensors, gut vom Arzt interpretiert werden. Die Messunsicherheit darf deshalb durchaus zwischen 10 % bis 15 % vom Nennwert betragen.

Wenn mit dem Sensor die axiale Kontaktkraft unter sehr geringer Störung weiterer Komponenteneinflüsse gemessen werden kann, dann werden keine besonders hohen Anforderungen an die Linearität des Sensors gestellt. Es können Linearitätsfehler $F_{\text{Lin}} \leq 10\%$ zugelassen werden, da eine Kompensation dieses systematischen Fehlers in einer externen Elektronik einfach möglich ist. Sollten allerdings Sensoren zur kombinierten Messung mehrerer Kraftkomponenten oder Drehmomente entwickelt werden, so gewinnt der Wunsch nach hoher Stabilität und Linearität der Einzelmesssignale an Bedeutung. Eine hohe Linearität ermöglicht eine einfache Kalibrierung des Sensors mit wenigen Kalibrierschritten sowie eine einfache Auswertung des Mehrkomponentensignals über lineare Gleichungssysteme (Kap. 9). Eine hohe Stabilität der Einzelsignale ist Voraussetzung, um ein verbleibendes Übersprechen der Signale zu korrigieren bzw. zu verhindern. Je nach strukturellem Aufbau der Sensoren – wodurch die Güte der Kalibriermatrix bestimmt wird – sind hohe Anforderungen an das Signal einzelner, ausgewählter Messpunkte zu stellen. Wünschenswert sind dann Unsicherheiten in der Erfassung der einzelnen Messgröße im Bereich von $F_{\text{Lin}} \leq 0,5\%$ und $F_0 \leq 0,25\%$.

4.7 Störgrößen

Der Sensor ist in der Blutbahn zahlreichen Störgrößen ausgesetzt. Die auftretenden Störgrößen bestimmen maßgeblich die Auswahl eines Messprinzips. Im Folgenden sollen sie kurz zusammengefasst werden.

4.7.1 Mechanische Störgrößen

Der Sensor soll, wie in Abschnitt 4.3 hergeleitet wird, in der Führungsdrahtspitze integriert werden. Bei Verklemmung der vordersten Spitze in einer Ablagerung können prinzipiell Drehmomente auftreten. Aufgrund des geringen Durchmessers des Führungsdrahtes soll der Sensor im Allgemeinen aber als momentenfrei um die Längsachse betrachtet werden. Neben der Größe Kraft wirken sowohl der hydrostatische Blutdruck als auch der hydrodynamische, also der aus der Anströmung des Blutes resultierende Druck, auf den Sensor. Der

hydrostatische Blutdruck wirkt mit seinen spezifischen Frequenzanteilen unter 10 Hz und einer Druckänderung von $\Delta p_{\text{hydrostat}} \leq 8 \text{ kPa}$ [139]. Damit gilt für die hydrostatische Kraft

$$\mathbf{F}_{\text{stat}} = p \cdot A = \pi \left(\frac{0,36 \cdot 10^{-3} \text{ m}}{2} \right)^2 \cdot 8 \text{ kPa} = 0,8 \text{ mN} . \quad (4.9)$$

Der zeitlich veränderliche Druck wirkt auf alle Außenflächen des Sensors.

Weiterhin wird der Sensor durch Blut angeströmt. Auf dem Weg zum Herzen hin erfolgt die Anströmung von vorne, in den Herzkranzgefäßen von hinten. Die Massenträgheit des Bluts wirkt als kinetischer Impuls auf die Sensorfläche, auf die es auftrifft. Bei frontaler Anströmung von 1,5 m/s, wie es beispielsweise für die Aorta realistisch ist, ergibt sich die folgende Störgröße im Kraftsignal:

$$\vec{F}_{\text{dyn}} = \frac{\Delta p}{\Delta t} = \rho \cdot A \cdot \Delta v^2 = 1055 \text{ kg/m}^3 \cdot \pi \left(\frac{0,36 \cdot 10^{-3} \text{ m}}{2} \right)^2 \cdot (1,5 \text{ m/s})^2 = 0,24 \text{ mN} \quad (4.10)$$

Damit ist die hydrodynamische Druckkomponente bei direkter Anströmung des Kraftsensors im Kraftsignal erkennbar. Die hydrostatische Druckkomponente wirkt sich auf alle Seiten gleichförmig – der örtliche Druckgradient aufgrund der Pulswelle wird vernachlässigt – aus, sodass ihr Einfluss in Abhängigkeit der Bauweise des Sensors weiter verringert wird.

Eine relevante Störgröße stellt der Blutdruck gegenüber der festgelegten Fehlergrenze von 1,0 mN damit nicht dar. Wird die Druckkomponente im Kraftsignal spürbar, so muss dies mit einer besonderen Geschwindigkeitserhöhung oder einem übermäßigen Druckabfall in einer Stenose korreliert sein. Diese „tastbare“ Information hat in Verengungen durchaus informativen Charakter. Es bestehen vielfältige Maßnahmen die Druckempfindlichkeit des Kraftsensors konstruktiv zu verringern. Im Folgenden wird die Störgröße Druck in Tabelle 4.3 aufgenommen, im Entwurf aber nicht weiter betrachtet.

4.7.2 Chemische Störgrößen

Der Sensor dient zur Anwendung in der Blutbahn. Damit sollte der Sensor chemisch gegenüber Blut inert sein. Es darf keine chemische oder mechanische Gefährdung von ihm ausgehen. Weiterhin darf der Sensor in der Umgebung von Blut keine unerlaubten Messdriften aufweisen. Der komplette Führungsdraht muss mit Ethylenoxidgas bei 56 °C für 1 h sterilisierbar sein. Danach muss der Sensor mindestens ein halbes Jahr lagerbar und danach verwendbar sein. Er sollte innerhalb der Anwendungszeit keine relevanten Überzüge durch Thrombenbildung erfahren, die die mechanischen Eigenschaften des Sensors signifikant ändern, z.B. versteifen [37, 143].

4.7.3 Temperaturschwankungen

Die Anwendung der Sensoren erfolgt in klimatisierten Räumen mit einer Temperatur von 18 °C bis 23 °C. Der menschliche Körper, in dem der Führungsdraht angewendet wird, weist eine Temperatur von 37 °C auf. Damit erfährt der Sensor einen Temperatursprung beim Einführen von ca. 17 °C. Im Körper selbst ist der Sensor über die Körperkerntemperatur relativ genau temperiert. Diese Temperatur lässt sich auch über externe Temperatursensoren erfassen. Allerdings erfolgt bei der Zugabe von Kontrastmittel eine temporäre Umspülung des Führungsdrahtes mit Kontrastmittel, welches zwar außerhalb des Körpers schon temperiert wird, aber i. d. R. eine Temperatur von ca. 25 °C aufweist. Deshalb muss der Sensor vernachlässigbare Temperaturfehler aufweisen oder es ist eine Temperaturkompensation notwendig.

4.7.4 Elektromagnetische Störgrößen

Der Führungsdraht wird unter Röntgenbildgebung eingesetzt. Es ist die Resistenz des Sensorelementes gegenüber Röntgenstrahlung mit einer Dosis bis zu 12 mGy² zu sichern. Dies entspricht der doppelten flächenbezogenen Dosis, die bei einer diagnostischen Angiographie nicht überschritten werden soll [54].

Auch wenn die Anwendung unter Röntgenbildgebung auch in naher Zukunft der Bildgebung durch MRT aufgrund der guten Auflösung und der geringeren Kosten wahrscheinlich weiterhin vorgezogen wird, so ist für eine zukünftige Erweiterung von HapCath auf z. B. neurologische Eingriffe im Hirn, eine mögliche Anwendung unter MRT-Bildgebung wünschenswert. Hier sind stringente Anforderungen zu beachten. Die Messung muss auch unter Magnetfeldstärken mit einer konstanten Flussdichte bis zu 3 T und Gradientenfeldern von 1 T/cm möglich sein. Die Magnetfelder dürfen auch den Messsignal-Nullpunkt nicht dauerhaft verschieben. Weiterhin dürfen ins MRT keine Leiterschleifen größer als die Wellenlänge der Hochfrequenzfelder eingebracht werden. Bei einer Larmfrequenz von 42,6 MHz entspricht dies ca. 1 cm in Wasser. Damit sind elektrisch leitfähige Flächen mit einer Länge $l \geq 1$ cm zu vermeiden. Weiterhin dürfen nur äußerst geringe Mengen ferromagnetischer Materialien verbaut werden, damit hieraus keine Artefakte in der Bildgebung entstehen. Damit beschränkt die Forderung nach MRT-Tauglichkeit die Lösungsvielfalt extrem. Da derzeit nahezu alle Katheterisierungen des Herzens unter Röntgenbildgebung durchgeführt werden, ist der Wunsch nach MRT-Tauglichkeit in einer Bewertung ausgewogen abzuschätzen (vgl. Abschnitt 5.2.9).

Weitere Forderungen nach einer Abschirmung elektromagnetischer Strahlung sind stark lösungsgebunden, größtenteils im Stand der Technik bekannt und durch Richtlinien vorgegeben [36].

4.8 Anforderungen an die Sicherheit

Die Berücksichtigung sicherheitsrelevanter Fragestellungen sind beim Entwurf medizintechnische Geräte schon während Konzeptphase zu beachten, damit keine den Patienten unnötig gefährdenden Produkte entwickelt werden.

4.8.1 Normvorgaben zur Stabilität von Führungsdrähten

Zur Prüfung von Führungsdrähten gilt in Europa die Norm EN ISO 11070:1999 [38] für Einführinstrumente und intravaskuläre Katheter zur einmaligen Verwendung. Diese Norm gibt Verfahren zur Prüfung der Zug- und Biegefestigkeiten sowie der chemischen Resistenz von Führungsdrähten an. Es werden aber nur Prüfungen an Führungsdrähten mit Durchmessern über 0,55 mm vorgesehen. An Führungsdrähten mit Minimaldurchmesser von 0,55 mm muss in der Nähe der Spitze des Führungsdrahtes beispielweise eine Zugfestigkeit von 5,0 N erreicht werden. Die Zugfestigkeit der Spitze selbst wird nicht geprüft. Für kleinere Durchmesser als 0,55 mm werden keine Prüfungen genannt.

4.8.2 Anforderungen an das elektrische System

Bei Betrieb elektrisch aktiver Systeme am Herzen sind weiterhin Anforderungen an die elektrische Sicherheit nach DIN EN 60601-1 [36] zu beachten. Hierzu zählt beispielsweise, dass keine unerlaubt hohen elektrischen Ströme in das Herz gekoppelt werden. Der maximale zulässige Patientenableitstrom beträgt 10 μ A [36]. Werden elektrische Sensoren eingesetzt, so resultiert daraus weiterhin die Forderung nach einer robusten, sicheren, elektrische Isolierung. Sollte trotzdem ein Fehlerfall, wie ein Defekt der Isolierung oder ein Abreißen der Sensorsignalleitungen, auftreten, so ist dieser Defekt zu erkennen und das System automatisch in einen sicheren Zustand zu bringen. Für einen Einsatz in Studien an Lebewesen müssen Komponenten von HapCath nach Richtlinie DIN EN 60601-1 [36] konstruiert sein, vgl. Kap. 11. Die vollständige Umsetzung ist nicht Ziel dieser Arbeit. Die Vorgaben sollen aber bei grundlegenden konzeptionellen Entscheidungen berücksichtigt werden.

4.9 Zusammenfassung der Anforderungen

Die Ermittlung der Anforderungen an den Sensor ist damit abgeschlossen. Anforderungen an die Miniaturisierung und die Sicherheit müssen schon in der Konzeptphase mit einfließen. Andere Anforderungen können unabhängig vom Konzept in der Entwurfsphase berücksichtigt werden. Die Tabelle 4.3 zeigt die wichtigsten Anforderungen für den Sensorentwurf.

Tabelle 4.3: Ausgewählte Anforderungen an den Kraftsensor.

F: Forderung, W: Wunsch.

| F/W | BEZEICHNUNG | WERT |
|-----------------------------|--|--|
| ABMESSUNGEN | | |
| F | Bei radialer Fertigung D und L | 0,35 mm und 1 mm |
| F | Bei planarer Fertigung $B \cdot H \cdot L$ (Abb. 4.5) | $0,25 \cdot 0,25 \cdot 1 \text{ mm}^3$ |
| AUFLÖSUNG UND FEHLERGRENZEN | | |
| F | Nennkraft F_N | 100 mN |
| W | | 200 mN |
| F | Überlastfestigkeit F_{\max} | $\geq 300 \text{ mN}$ |
| F | Amplitudenauflösung $A_F = \Delta F / F_N$ | 0,1 mN |
| W | | 0,05 mN |
| F | Nullpunktfehler F_0 | $\leq 1 \%$ |
| F | bei Mehrgrößenaufnehmer F_0 | $\leq 0,25 \%$ |
| F | Linearitätsfehler F_{Lin} | $\leq 15 \%$ |
| F | bei Mehrgrößenaufnehmer F_{Lin} | $\leq 0,5 \%$ |
| F | Hysteresefehler F_{Hys} | $\leq 5 \%$ |
| F | bei Mehrgrößenaufnehmer F_{Hys} | $\leq 0,5 \%$ |
| F | Kombinierte Messunsicherheit U | $\leq 15 \%$ |
| DYNAMISCHE KENNGÖSSEN | | |
| F | Obere Grenzfrequenz | 400 Hz |
| W | Obere Grenzfrequenz | $\geq 1000 \text{ Hz}$ |
| F | Untere Grenzfrequenz | 0,01 Hz |
| W | Untere Grenzfrequenz | statisch |
| STÖRGRÖSSEN | | |
| | Blutdruckeinfluß Δp_{stat} | 26 Pa |
| | Blutflusseinfluß Δv_{dyn} | 1,5 m/s |
| | Temperatursprünge ΔT | 17 K |
| | Röntgendosis G | 12 mGym^2 |
| W | MRT-kompatibel | |
| W | Elektrische Sicherheit | [36] |
| WEITERE ANFORDERUNGEN | | |
| W | Kosten der vollständigen Integration bei Serienfertigung K | $\leq 25 \text{ €}$ |

5 Grundlagen der Kraftmessung und Auswahl physikalischer Messprinzipien

Nach der Ermittlung der Anforderungen an den Sensor erfolgt nun die Auswahl des Messverfahrens. Es werden Anforderungen an Verformungskörper zur Wandlung der Messgröße Kraft in mechanische Spannung zusammengefasst. Der Hauptteil dieses Kapitels ist der Bewertung von Wirkprinzipien zur Wandlung der mechanischen Spannungen und Dehnungen in eine elektrisch auswertbare Größe gewidmet. Die Bewertung zur Auswahl eines Wirkprinzips erfolgt anhand entwickelter Prinziplösungen im Führungsdraht.

Die Kraft wird mathematisch als Vektor beschrieben (Gl. (4.2)). Technisch wird sie über ihre Wirkung gemessen, die eine der Kraft entsprechende Gegenkraft erzeugt. Es sind hierfür drei Messverfahren bekannt:

- die Ausschlagsmethode, bei der die Gegenkraft beispielsweise durch die Verformung in elastischen Körpern oder durch eine Auslenkung von Gewichten erzeugt und bestimmt wird,
- die Rückführung auf eine Beschleunigung über eine bekannte Masse sowie
- die Kompensationsmethode, bei der eine äquivalente Gegenkraft erzeugt wird, bis die Wirkung der zu messenden Kraft - z.B. ein Ausschlag - ausgeglichen und kompensiert ist.

Die Messmethoden sind unterschiedlich gut für Mikro-Kraftsensoren anwendbar. Zur Rückführung der Kraft auf eine Beschleunigung ist die notwendige zeitliche Differentiation einer gemessenen Geschwindigkeit oder eines Weges notwendig. Die Messung einer konstanten Kraft ist somit mit einer ständig zunehmenden Geschwindigkeit verbunden. Diese Messmethode kann im Mikromaßstab, zumindest bezogen auf die Integration als Kraftmessprinzip in der Spitze eines Führungsdrahtes, zur Messung von Kräften mit einem quasistatischen Anteil deshalb nicht sinnvoll angewendet werden. Eine Kompensationsmessung benötigt neben einem Sensor zur Ausschlagsmessung mindestens noch einen Aktor mit ausreichender Energiedichte zur Erzeugung der Gegenkraft und einen ausreichend schnellen Regelkreis, so dass auch dieses Prinzip für eine Integration in die Führungsdrahtspitze keine optimale Lösung darstellen kann [129][167]. Für in der Spitze von Führungsdrähten integrierte Kraftsensoren ist die Ausschlagsmethode favorisiert, da die notwendigen Strukturelemente gut miniaturisiert werden können. Es werden deshalb nur Sensorentwürfe auf Basis dieser Methode in Betracht gezogen.

Zur Messung mittels Ausschlagsmethode werden Verformungskörper als Basiselemente - mechanische Wandler - angewendet. In diese Elemente werden Kräfte eingekoppelt, woraufhin

sich das Material vorzugsweise linear zur eingebrachten Kraft verformt und dadurch reproduzierbare innere mechanische Spannungen aufweist.

Die Verformung oder die mechanische Spannung kann mittels zahlreicher aktiver oder passiver physikalischer Wandlungsprinzipien in ein elektrisches Signal gewandelt werden. Hierbei sind aktive Wandlungsprinzipien dadurch gekennzeichnet, dass das Primärmesselement mit einer Hilfsenergie versorgt werden muss. Die Signalgewinnung erfolgt über die Steuerung des Hilfsenergieflusses über Veränderung der Parameter durch die Messgröße. Da aufgrund der vorhandenen Hilfsenergie keine Energie über Verformung aus der Messgröße gewonnen werden muss, sind auch statische Messgrößen erfassbar. Weiterhin kann die Messung i. d. R. nahezu rückwirkungsfrei erfolgen, weil die Verformungskörper relativ steif ausgelegt werden können.

Passive Wandlungsprinzipien beziehen die Energie zur Signalerzeugung aus der Messgröße und benötigen deshalb keine Energieversorgung [16]. Der Energiefluss kann bidirektional zwischen mechanischer und elektrischer Domäne erfolgen. Beispielsweise kann eine Verformung eine elektrische Spannung erzeugen; Eine elektrische Spannung erzeugt analog auch eine mechanische Verformung. Da das Signal aus der Veränderung der Messgröße bezogen wird, sind passive Wandlungsprinzipien allerdings für statische Messungen nicht geeignet. Es ist mit passiven Wandlungsprinzipien deshalb auch nur eine begrenzte Zeitkonstante erreichbar, in denen eine Kraftmessung ohne Nullpunktreferenzierung - oder allgemeiner ohne Nachkalibrierung auf den anliegenden Kraftwert - während eines Messvorganges möglich ist. Die Abbildung 5.1 zeigt jeweils einen prinzipiellen Aufbau eines Kraftsensors mit passivem und mit aktivem Wandlungsprinzip.

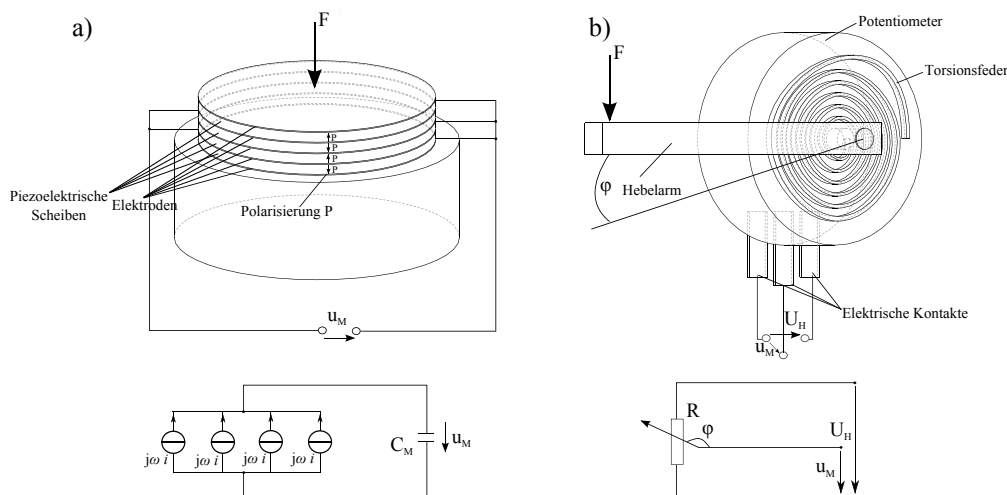


Abb. 5.1: Vergleich unterschiedlicher Wandlungsprinzipien zur Kraftmessung.

a) Beispiel passiver piezoelektrischer Wandler ohne Hilfsenergie und b) Beispiel Potentiometer als aktiver Wandler mit Hilfsenergie. Die Hilfsspannung U_H muss zugeführt werden.

Im Stand der Technik sind zahlreiche Verformungskörperstrukturen bekannt, die eine mechanische Kraft über eine mechanische Zwischengröße wandeln, um sie nachfolgend über

ein physikalisches Wirkprinzip (Abschnitt 5.2) in eine elektrisch messbare Größe wandeln zu können. Bei Kraftsensoren nach der Ausschlagsmethode sind vorwiegend zwei mechanische Wandlungsmechanismen bzw. Zwischengrößen anzutreffen: Fast immer wird die Wandlung der Kraft in eine mechanische Spannung und eine damit verbundene elastische Dehnung angewendet (Dehnungsmessung). Weiterhin erfolgt in zahlreichen Strukturen, in Abhängigkeit des Wandlungsprinzips, die Wandlung der elastischen Dehnung in eine makroskopisch messbare mechanische Auslenkung, die dann über ein Abtastverfahren erfasst und elektrisch gewandelt wird (Auslenkungsmessung). In Abhängigkeit der zu messenden Kraft sind unterschiedliche mechanische Wandler anzutreffen: Bei hohen Kräften werden in den Wandlern eher Scher- und Normalspannungskörper verwendet. Bei dem Übergang zu kleinen Kräften werden Kräfte über Biegearme in Drehmomente gewandelt und über Biegespannungen detektiert¹. Diese Einteilung trifft häufig zu, kann aber nur als Anhaltswert dienen.

5.1 Gestaltung von Verformungskörpern

Ziel der Auslegung des Verformungskörpers ist es, die anliegende Kraft in eine proportionale mechanische Dehnung, mechanische Spannung oder einen Ausschlag zu wandeln und diese Größe zu detektieren. Die Abbildung 5.2 zeigt eine Auswahl von Verformungskörpern mit applizierten oder integrierten Dehnmesselementen. Wichtige Anforderungen an Verformungskörper nach Tabelle 5.1 sind u. a. die Verwendung von besonders elastischen Materialien mit geringer Verformungshysterese und geringem Kriechen.

Es wird weiterhin eine gute Mikrostrukturierbarkeit gefordert. Das thermische Ausdehnungsverhalten muss reproduzierbar sein. Es darf mit den verbundenen mechanischen Teilen nicht zu einer nicht reproduzierbaren Drift im Messsignal führen. Bei sich zeitlich veränderlichen Umgebungstemperaturen sollte die Wärmeleitfähigkeit im Inneren möglichst hoch, die Wärmekapazität möglichst gering sein, um Temperaturgradienten im Messelement zu unterdrücken und für alle inneren Teile annähernd gleiche Temperatur zu gewährleisten. Auf dem Verformungskörper müssen weitere Komponenten wie Dehnmesselemente und Signalkabel mit geeigneter Verbindungstechnik mechanisch stabil montierbar sein. Bekannte Werkstoffe für Verformungskörper sind Metalle, aber auch Keramiken und Gläser. Besonders gute Eigenschaften - vor allem eine geringe Hysterese - zeigen einkristalline Materialien wie monokristallines Silizium oder Quarz. Für geringere Ansprüche sind auch mechanisch stabile, mit Füllstoffen versehene Polymere geeignet. Hierbei ist aber mit einem erhöhten und schlecht angepassten Temperatúrausdehnungskoeffizienten sowie mit Kriechen des Signals zu rechnen.

¹Tatsächlich stellen Biegespannungen auch eine Formen von Normal- und Scherspannung dar. Weiterhin können Normalspannungen auch über Anordnungen zur Scherspannungsmessung detektiert werden. Im Kapitel 6 wird diese Definition exakt verwendet.

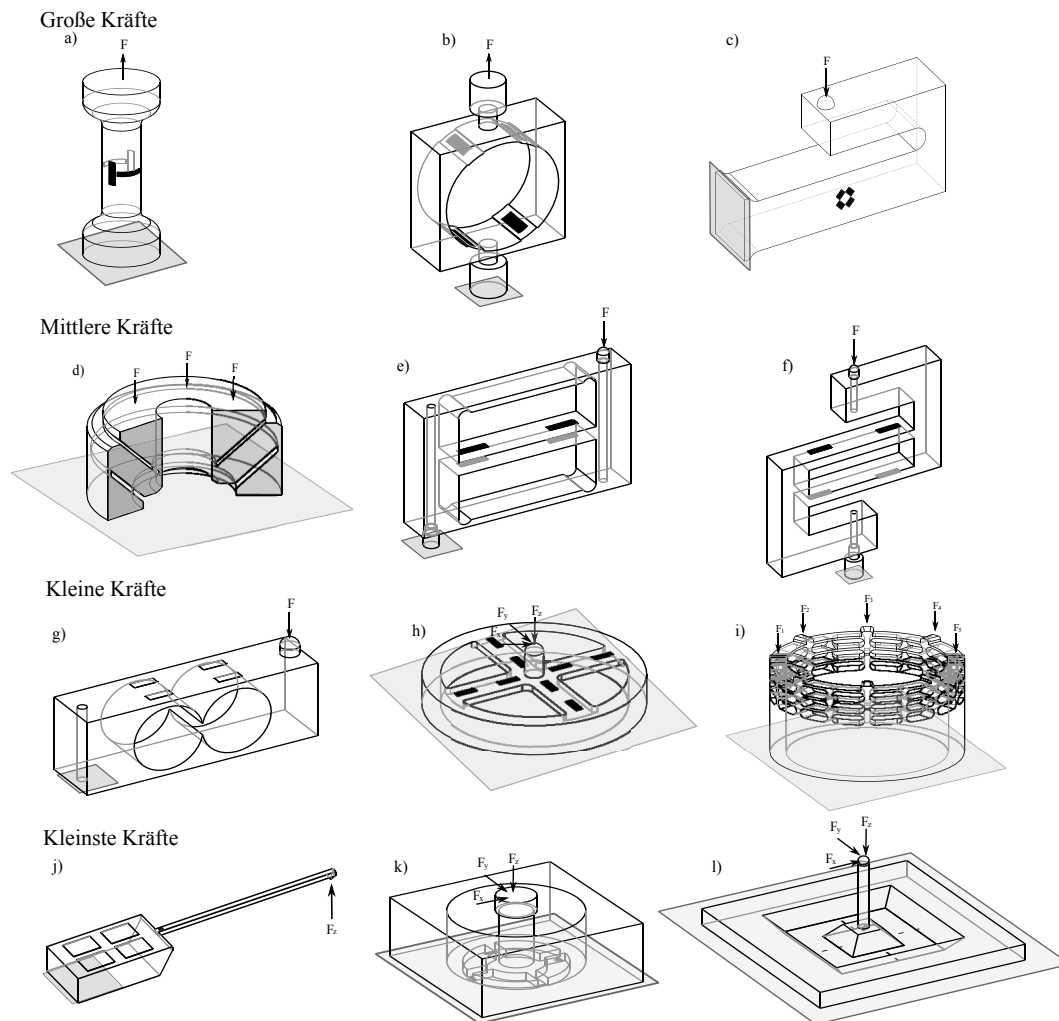


Abb. 5.2: Auswahl angewandter Verformungskörper zur Kraftmessung, die die Kraft in eine proportionale Dehnung wandeln.

a) Zug- und Druckstab für gerade Krafteinleitung [26], b) „Quadrating“-Dynamometer [26], c) Scherkraftsensor mit relativ hoher Toleranz gegenüber Biegemomenten [26], d) Toroid [26], e) Biegeanordnung zur Verringerung des Einflusses axialer Kraftkomponenten [26], f) Parallel-Biegeanordnung zur Verringerung des Einflusses ungewünschter Biegemomente [26], g) Binokular-Biegebalken zur einfachen Applikation von DMS-Vollbrücken [26], h) Speichenradstruktur für kleine Bauhöhen und hohe Lasten relativ zur Baugröße [51], i) Umfangs-Biegebalkenelement für kreisrunden Querschnitt [26] j) Biegebalkensensor für die Rasterkraftmikroskopie und Koordinatenmesstechnik in Mikrotechnik [116] [83] [52], k) Speichenradstruktur in Mikrotechnik zur Messung von 3K-Kontaktkräften [21], l) 3K-Kraftsensor mit Bossmembran und dehnungsempfindlichen Widerständen in Mikrotechnologie [28][125].

Tabelle 5.1: Anforderungen an Kraftmess-Verformungskörper

| KENNWERT | EIGENSCHAFT |
|---|---|
| KONSTRUKTION UND AUFBAU | |
| Hohe Steifigkeit / Geringe Auslenkung | <ul style="list-style-type: none"> - Geringe Rückwirkung auf Messgröße - Hohe Grenzfrequenz - Gute Linearität der Kennlinie - Häufig geringerer Einfluss des Packagings |
| Geringe bewegte Masse | <ul style="list-style-type: none"> - Hohe Grenzfrequenz - Geringe lageinduzierte Fehler |
| Eliminierung von Störkomponenten | <ul style="list-style-type: none"> - Geringe lastabhängige Fehler |
| MATERIAL | |
| Hohes E-Modul | <ul style="list-style-type: none"> - Hohe Steifigkeit bei geringer Masse - Hohe Grenzfrequenz |
| Stabiles Materialgefüge | <ul style="list-style-type: none"> - Geringes Kriechen - Geringe Hysterese |
| Angepasste thermische Ausdehnung | <ul style="list-style-type: none"> - Geringe Drift - Bekannte mechanische Spannungen - Vermeidet Probleme bei AVT |
| Hohe Wärmeleitfähigkeit innen, Geringe Wärmeleitung nach außen | <ul style="list-style-type: none"> - Verminderung von Temperaturgradienten |
| Mikrotechnische Strukturierbarkeit | <ul style="list-style-type: none"> - Gute Miniaturisierbarkeit - Kostengünstige Herstellung |
| Einfache AVT | <ul style="list-style-type: none"> - Stabile Fügbarkeit mit weiteren Komponenten |

5.2 Bewertung bekannter physikalischer Messprinzipien

Nach der Ermittlung der Anforderungen an den Sensor und Darlegung der grundsätzlichen Wünsche an Verformungskörper, die zur Anwendung der Ausschlagsmethode angewendet werden sollen, erfolgt nun die systematische Ermittlung und Bewertung physikalischer Wirkprinzipien. Sie dienen zur Umwandlung der mechanischen Größe „mechanische Spannung“ bzw. „mechanische Auslenkung“ in eine elektrische Größe, z. B. „elektrische Spannung“, die eine Weiterverarbeitung in einem Messsystem ermöglicht. Hierbei sind verschiedene Zwischengrößen wie magnetischer Fluss oder optischer Lichtstrom, uvm. möglich. Nach Darlegung der physikalischen Wirkungsweise erfolgen eine Ableitung möglicher Messanordnungen und eine beispielhafte Darstellung ihrer prinzipiellen Umsetzung in der Führungsdrahtspitze. Jedes Unterkapitel schließt mit der Angabe von Vor- und Nachteilen in Bezug zur praktischen Anwendung. Die Wirkprinzipien werden dann quantitativ bewertet und ein Wirkprinzip zum Aufbau von Mikrokraftsensoren für Führungsdrahtspitzen ausgewählt.

Es lassen sich zahlreiche physikalische Wirkprinzipien ermitteln, mit denen eine Wandlung der am Verformungskörper anliegenden mechanischen Größe in eine elektrische Größe möglich ist. Die Abbildung 5.3 zeigt die in dieser Arbeit in Betracht gezogenen Prinzipien.

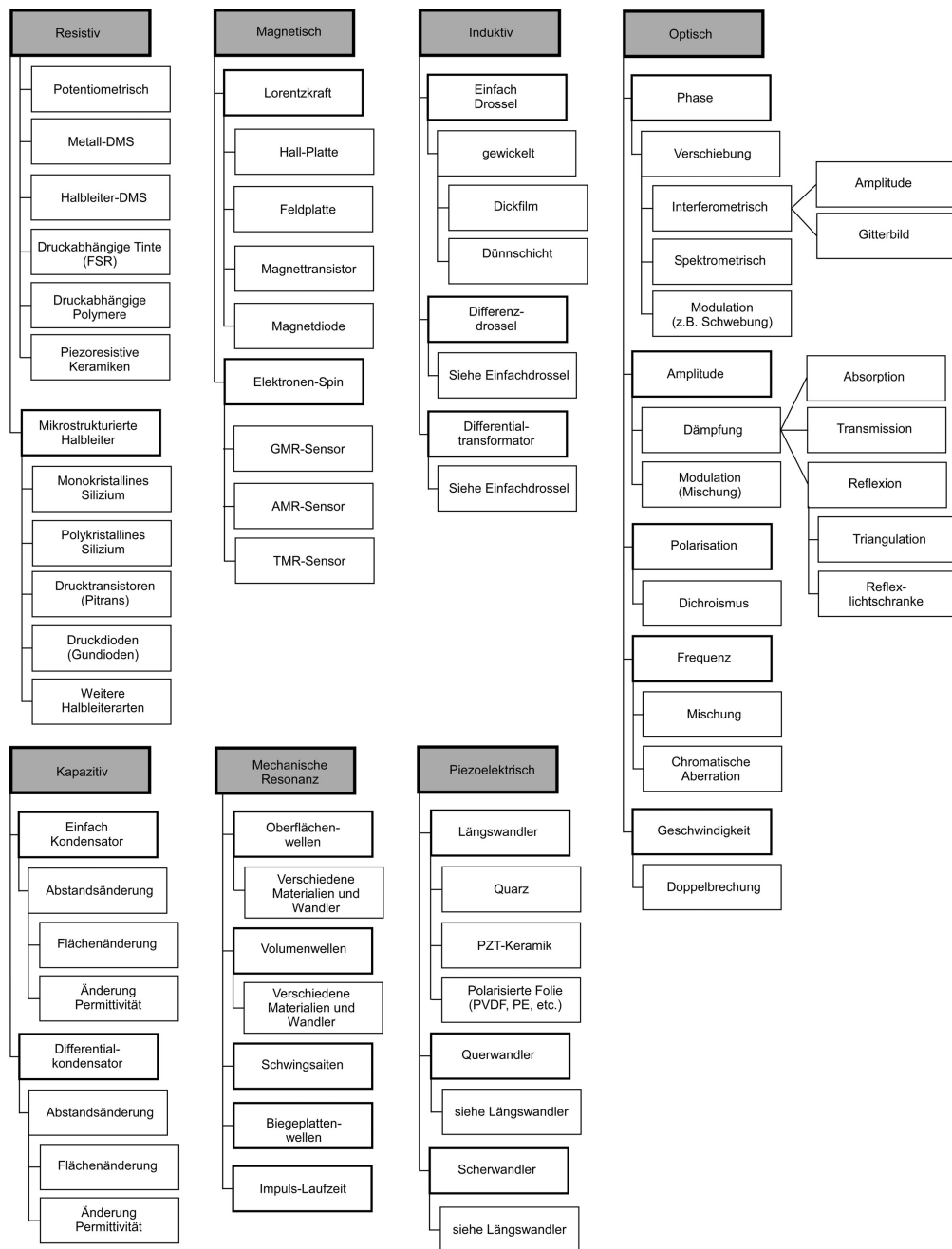


Abb. 5.3: Übersicht und Einordnung der zur mechano-elektrischen Wandlung in Betracht gezogenen Wirkprinzipien.

Neben den aktiven Wandlungsprinzipien ist hier zusätzlich das passive piezoelektrische Wirkprinzip aufgenommen, da es Messzeiten von statischen Größen im Minutenbereich erlaubt.

Aufgrund der Fülle der Möglichkeiten wird sich im Folgenden auf eine Auswahl prinzipiell geeigneter Prinzipien beschränkt. Kriterien einer Vorauswahl sind:

- Erzielbare Grenzfrequenz $0,01 \text{ Hz} \geq f_{\text{gu}}, f_{\text{go}} \geq 1000 \text{ Hz}$,
- Prinzipien entsprechen entweder dem Stand der Technik, oder durch Vorversuche lässt sich der Nachweis der Tauglichkeit erbringen,
- Anwendung des Prinzips ist prinzipiell miniaturisierbar.

5.2.1 Mechanische Prinzipien

Prinzipiell lässt sich durch eine rein mechanische Skalierung der Kraft eine Verbesserung des Tastgefühls von Kräften an der Führungsdrahtspitze umsetzen. Hierfür könnte die Kraft an der Spitze mechanisch aufgenommen und möglichst reibungsarm übertragen und am hinteren Ende des Führungsdrahtes wieder ausgekoppelt werden (Abb. 5.4a). Auch eine Wandlung der Kraft in einen hydrostatischen Druck, der als Übertragungsmedium dient, und am proximalen Führungsdrahtende wieder in eine Kraft gewandelt wird, ist prinzipiell möglich (Abb. 5.4b). Diese Aufbauten sind aber äußerst schwierig so zu realisieren, dass sie sich reibungsärmer verhalten als ein optimierter Führungsdraht im Katheter und eine obere Grenzfrequenz im Bereich bis 1 kHz aufweisen.

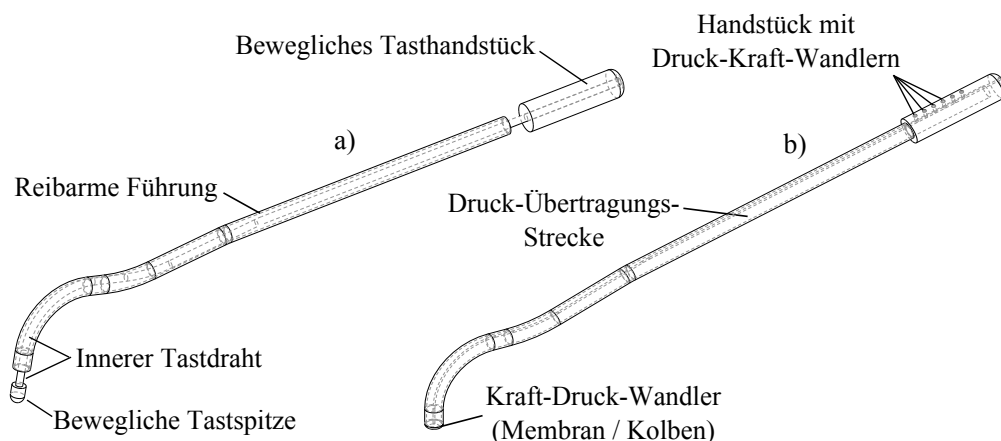


Abb. 5.4: Mechanische Prinzipien zur Darstellung der Kräfte an der Führungsdrahtspitze.
a) Prinzipdarstellung mit einem im Führungsdraht geführten, masse- und reibungsarmen Tastdraht, b) mit einem Kraft-Druck-Wandler am vorderen und einem Druck-Kraft-Wandler am hinteren Ende.

Aus Gründen der Energieerhaltung kann bei diesen mechanischen Systemen nur eine begrenzte Energie an den Nutzer zurückgekoppelt werden, die maximal dem Produkt der Eingangsgrößen F_{ein} mal s_{ein} entspricht. Die Qualität der haptischen Darstellung ist dadurch stark begrenzt. Einer erfolgversprechenden Anwendung steht weiterhin die technisch schwierige Einhaltung der hohen Anforderungen bezüglich extrem geringer Reibeigenschaften entgegen. Deshalb sollen rein mechanische Verfahren im Folgenden ausgeschlossen werden.

5.2.2 Magnetische Prinzipien

Zur Messung geometrischer Größen wie Winkel, Abstand und Position, aber auch zur Messung mechanischer Größen wie Dehnung und mechanische Spannung, sind magnetische Sensoren bekannt. Messung mit magnetischen Sensoren bedeutet die Modulation und Erfassung eines Ausgangssignals in Abhängigkeit eines Eingangssignals unter Zuhilfenahme eines quasi-statischen Magnetfeldes als informationstragende Zwischengröße. Zur Kraftmessung können magnetische Sensorprinzipien angewendet werden, indem im Verformungskörper die Kraft in eine mechanische Dehnung, mechanische Spannung oder die Änderung des Luftspalts von flussführenden Bauteilen gewandelt wird, die wiederum die Zwischengröße „Magnetischer Fluss“ moduliert. Die Wandlung in eine elektrische Ausgangsgröße erfolgt dann über magnetische Sensoreffekte. Aufgrund ihrer kleinen möglichen Abmessungen von $0,3 \cdot 0,3 \text{ mm}^2$ scheint damit eine Integration magnetischer Sensoren in die Führungsdrahtspitze möglich. Die Abbildung 5.5 zeigt prinzipiell mögliche Realisierungen.

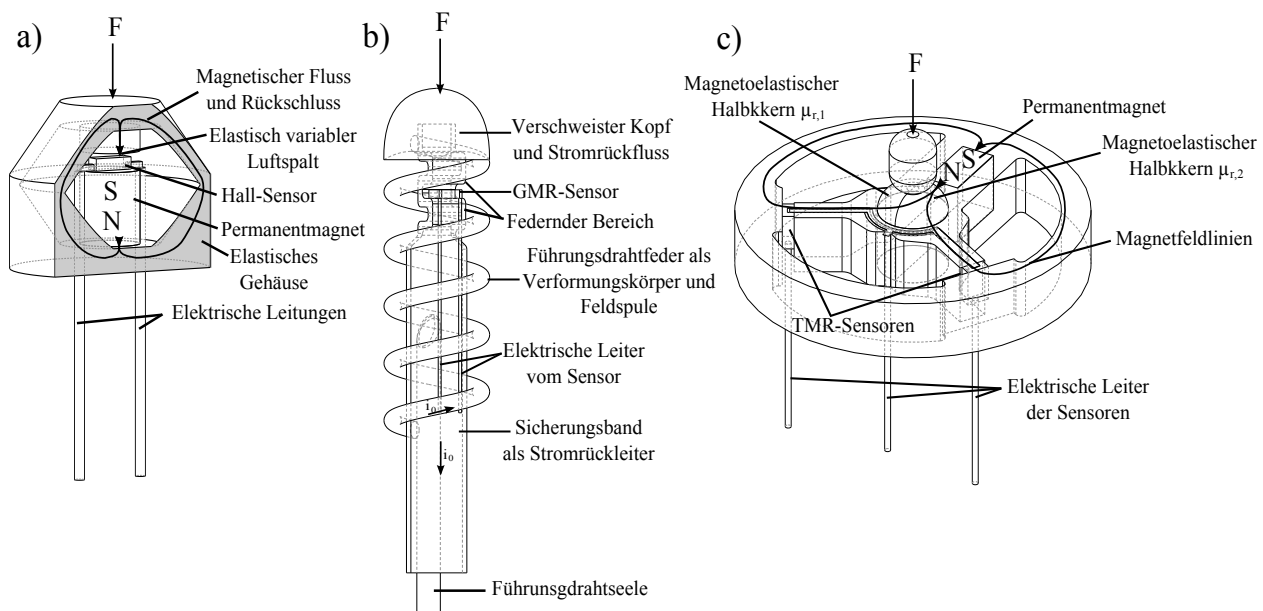


Abb. 5.5: Prinzipielle magnetische Sensoren zur Integration in die Führungsdrahtspitze.

a) Veränderung des durch einen Permanentmagneten induzierten magnetischen Flusses in einem Magnetkreis aufgrund der elastischen Veränderung der Luftspaltbreite, gemessen über einen Hall-Sensor, b) Variation der Flussdichte in einem Sensor aufgrund der Verdichtung der Spulenwindungen einer als Elektromagnet fungierenden, stromführenden Führungsdrahtfeder, gemessen mit einem GMR-Sensor c) Differenzmessung der Flussdichte in zwei magnetischen Pfaden, deren magnetische Flussaufteilung durch einen in der Krafteinkopplungsstelle platzierten, magnetisch-anisotrop wirkenden Kern moduliert wird.

Magnetische Felder stellen für magnetische Sensoren Störquellen dar. Im Gegensatz zu elektrischen Feldern lassen sich magnetische Felder nur schwer abschirmen. Ihr Einfluss muss aufwendig kompensiert werden. Damit sind Magnetfelder, ferromagnetische Metalle sowie

Stromquellen in der Nähe der Sensoren prinzipielle Störquellen. Aufgrund dieser Störgrößen bilden magnetische Sensoren keine optimale Lösung.

5.2.3 Induktive Prinzipien

Zu den induktiven Prinzipien werden Messverfahren zugeordnet, die auf einer veränderlichen Induktionsspannung oder einem veränderlichen Induktionsstrom beruhen. Als Wirkgleichung gilt

$$u_{\text{ind}} = -\frac{d\Phi}{dt} = -\int \frac{d\vec{B}}{dt} \cdot d\vec{A} = -\vec{B} \cdot \frac{d\vec{A}}{dt} - \vec{A} \cdot \frac{d\vec{B}}{dt} \quad , w \text{ Windungszahl.} \quad (5.1)$$

Die Induktionsspannung u_{ind} in einer Leiterschleife ergibt sich somit aus der zeitlichen Veränderung der magnetischen Durchflutung Φ . Diese wiederum ergibt sich aus der zeitlichen Änderung der magnetischen Flussdichte \vec{B} in der Sensorspulenfläche \vec{A} , sowie aus der Änderung der Sensorspulenfläche bezüglich der magnetischen Flussdichte \vec{B} .

Für Sensoranwendungen werden Aufbauten mit einer Spule – *Selbstinduktion* – oder mit mehreren Spulen – *Messung des Grades der magnetischen Kopplung der Spulen* – verwendet. Beim Übergang zu hohen Frequenzen kann auch die Veränderung der Induktivität über den in einer elektrisch leitenden Fläche induzierten Wirbelstrom [120] als physikalisches Wirkprinzip genutzt werden. Die Abbildung 5.6 zeigt prinzipielle Sensoraufbauten mit elektrodynamischen Wirkprinzip zur Integration in den Führungsdraht.

Induktive Prinzipien sind zum Aufbau von integrierten Kraftsensoren geeignet. Im Gegensatz zu den Störgrößen bei Magnetsensoren zur Erfassung statischer Magnetfelder lassen sich bei elektrodynamischen Sensoren Auswirkungen statischer sowie bekannter magnetischer Wechselfelder durch Anregung mit im Frequenzbereich getrennten Wechselgrößen eliminieren. Der Aufbau als gewickelte Spulen ist mikrotechnisch aufwendig. Dieser Aufwand kann bei Verwendung hoher elektrischer Anregungsfrequenzen bei Auswertung induzierter Wirbelströme verringert werden. Allerdings ist dann mehr Aufwand zur Entkopplung der Signalgröße von der Leitungsinduktivität erforderlich. Zur Erzielung hysteresearmer Kennlinien können magnetoelastische Kerne verwendet werden, die die Messgröße Kraft, im Gegensatz zur Auslenkung von Spulenkörpern, nahezu auslenkungsfrei in eine magnetische, elektrisch messbare Zwischengröße wandeln [129].

5.2.4 Kapazitive Prinzipien

Zahlreiche Mikrosensoren basieren auf dem kapazitiven Messprinzip, bei denen die elektrische Kapazitätsänderung eines oder mehrerer Kondensatoren in Abhängigkeit von Verformungen ausgewertet wird.

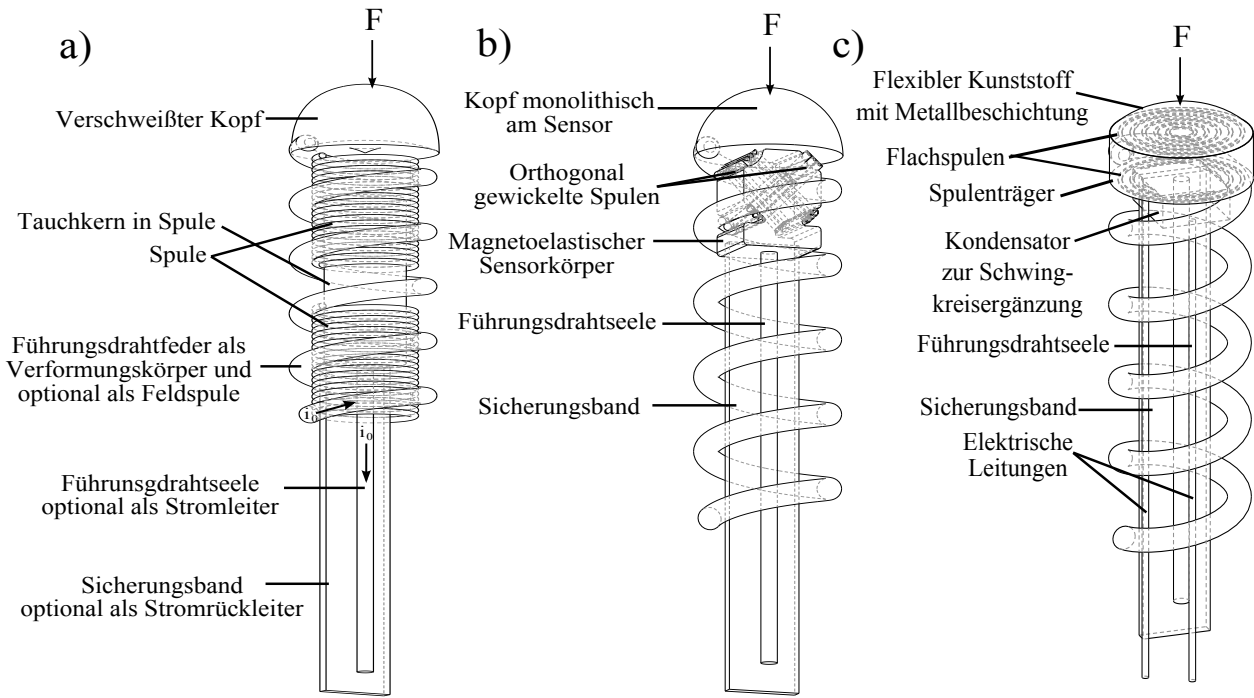


Abb. 5.6: Messung der Kräfte über Induktion in Spulen.

a) Differentialtransformator-Prinzip mit zwei innen liegenden Spulen und umfassender Führungsdrahtfeder als Erregerspule, b) zwei orthogonal um einen magnetoelastischen Kern gewickelte Spulen, c) Auswertung der Induktion von Planarspulen durch Wirbelstrom in Differentialanordnung, im Schwingkreis zur Reduktion von Leitungseinflüssen.

Mit der elektrischen Feldkonstante ε_0 , der relativen Permittivität des Dielektrikums ε_r , der Plattengröße $a \cdot b$ und dem Plattenabstand d ergibt sich die Messkapazität zu

$$C = \varepsilon_0 \cdot \varepsilon_r \cdot \frac{a \cdot b}{d} . \quad (5.2)$$

Durch Bilden des totalen Differentials von Gl. (5.2) und Bezug auf die Grundkapazität C_0 lassen sich die möglichen Messeffekte ableiten und klassifizieren

$$\frac{\Delta C}{C_0} = \frac{\Delta \varepsilon_r}{\varepsilon_r} + \frac{\Delta a}{a} + \frac{\Delta b}{b} - \frac{\Delta d}{d} . \quad (5.3)$$

Damit ergeben sich als Messeffekte die Variation der Plattenhöhe a , der Plattenbreite b , des Plattenabstandes d und der Permittivität ε_r des Dielektrikums. Neben dem direkten Sensoreffekt – mechanische Spannung verändert die Permittivität – sind relativ einfache Realisierungen mit ortsabhängigem Dielektrikum vorstellbar, beispielsweise durch Verschiebung der Phasengrenze von Wasser ($\varepsilon_r \approx 81$) und Öl ($\varepsilon_r \approx 3$) (Abb. 5.7c).

Durch den reziproken Zusammenhang zwischen Kapazität und Plattenabstand ergeben sich nach Gl. (5.2) für kleine Plattenabstände und kleine Abstandsänderungen sehr große Ka-

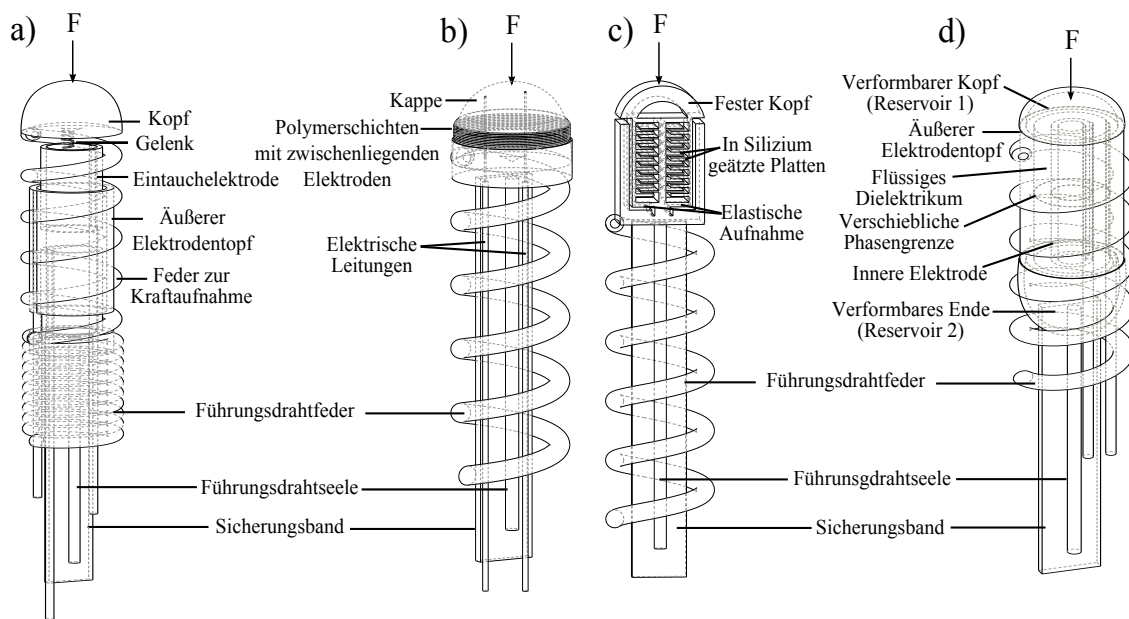


Abb. 5.7: Prinzipbilder kapazitiver Sensoren.

a) Sensor mit veränderlicher Flächenüberdeckung, b) Multilayeraufbau eines dielektrischen Polymersensors mit Abstandsmodulation, c) kapazitiver Sensor mit Differentialanordnung in Silizium-Mikromechanik, d) Sensor mit flüssigem Dielektrikum kraftabhängiger, verschieblicher Phasengrenze.

pazitätsänderungen. Hierdurch ergibt sich ein sehr gutes Skalierungsverhalten für Mikrosensoren². Deshalb, und aufgrund des einfachen Aufbaus, der sehr geringen Temperaturempfindlichkeit³ und der energiesparenden Signalauswertung werden sie als mikrotechnische Realisierungen häufig eingesetzt. Als nachteilig erweist sich die Empfindlichkeit gegenüber Änderung der Leitungskapazitäten, die im Bereich der Messkapazitäten liegen. Durch Bewegung der Leitungen gegeneinander wird das Messsignal verfälscht. Dem Nachteil kann prinzipiell mit hochwertigen Kabeln oder einer direkt am Messelement integrierten Auswertelektronik begegnet werden.

Zur Messung der Kraft an der Führungsdrahtspitze bestehen allerdings besondere Herausforderungen. So ist die Kraftangriffsrichtung an der Führungsdrahtspitze sehr variabel. Für in Mikrotechnologie hergestellte Kraftsensoren mit kleinsten Plattenabständen sind aufwendige Konstruktionen zur Führung und zur Sicherung der Platten gegen Verkippen notwendig. Der Aufbau robuster Kraftsensoren mit mikrotechnisch strukturierten Platten nach Abb. 5.7a und c wird deshalb als besonders schwierig eingeschätzt.

Bei Sensoren mit aufgetragenen Polymerschichten sind die Plattenabstände einfacher einzuhalten. Allerdings sind Messunsicherheiten von $U < 10\%$ nur schwer zu erreichen [107].

²Der Verlust an Kondensatorfläche durch Miniaturisierung kann durch Parallelanordnung zahlreicher Plattenstrukturen und im Besonderen durch den reziproken Kapazitätsanstieg bei Verringerung des Plattenabstandes i. d. R. gut ausgeglichen werden.

³Vor allem bei Sensoren bei denen das Dielektrikum aus Gas oder Vakuum besteht und deshalb nur eine minimale Formänderung im Sensor bewirkt.

So ist eine integrierte Elektronik zur Signalvorverarbeitung nicht monolithisch, und begrenzt durch den Bauraum, auch nur sehr schwer in Hybridtechnik zu integrieren. Damit gehen die Leitungskapazitäten des bewegten Führungsdrahtes stark in das Messergebnis mit ein.

5.2.5 Piezoelektrische Prinzipien

Piezoelektrische Wandler zeichnen sich durch einen passiven, direkten, festkörperintegrierten Wandlungsmechanismus aus. Die eingesetzten Materialien⁴ können meist direkt als Verformungskörpermaterial verwendet werden. Dabei werden wesentlich geringere Messunsicherheiten erzielt als bei der Verformung weicher Dielektrika beim elektrostatischen Wandler. Allerdings liegt ein passiver Wandlungsmechanismus vor, sodass nur dynamische Größen, also Kraftänderungen, erfasst werden können.

Es werden drei direkte Wandlungsmechanismen für Sensoren verwendet – der piezoelektrische Längs-, Quer- und Schereffekt. Beim piezoelektrischen Längseffekt sind die mechanischen Spannungen und Dehnungen in gleicher Richtung - parallel - zum generierten elektrischen Feld ausgerichtet und die erzeugte Ladungsmenge wird über die Konstante d_{33} beschrieben. Beim piezoelektrischen Quereffekt wird durch die mechanische Dehnung eine elektrische Ladungsverschiebung generiert, die über die Konstante d_{31} berechnet wird. Beim Schereffekt bewirken mechanische Scherkräfte eine elektrische Ladungsverschiebung, die beispielsweise, je nach Kristall- und Einbaurichtung, mit der Konstante d_{31} , d_{14} oder d_{51} beschrieben wird. Die generierte Ladungsänderung wird mit Ladungsverstärkern erfasst. Mit der Elektrodenfläche A_E und der Fläche der mechanischen Belastung A_F gilt für die Ladungsänderung ΔQ [16]

$$D_3 = d_{33}T_3 \rightarrow \Delta Q_{\text{laengs}} = d_{33}A_E \frac{F}{A_E} \quad \text{Längseffekt} \quad (5.4)$$

$$D_2 = d_{11}T_3 \rightarrow \Delta Q_{\text{scher}} = d_{11}A_Q \frac{F}{A_F} \quad \text{Schereffekt} \quad (5.5)$$

$$D_1 = d_{31}T_3 \rightarrow \Delta Q_{\text{laengs}} = d_{31}A_E \frac{F}{A_F} \quad \text{Quereffekt} \quad (5.6)$$

Es ergeben sich nach Abb. 5.8 insgesamt drei Möglichkeiten zur Integration in Führungsdrähte. Dabei ist bei Anwendung piezoelektrischer Wandler die Nutzung des Quereffekts nach Abb. 5.8c aufgrund der geringen Quer- aber großen Längsabmessung in der Führungsdrahtspitze vorzuziehen. Durch Stapelanordnungen lassen sich aber auch unter Nutzung des Längseffektes messbare Ladungsmengen generieren. Für die Ladungsverstärker ist ein Nullpunktabgleich, ca. einmal pro Minute, notwendig.

Die prinzipiellen Anordnungen zeigen, dass unter Verwendung des piezoelektrischen Prinzips Kraftmesselemente realisierbar sind, die aufgrund des direkten Wandlungsmechanismus einen einfachen Aufbau aufweisen können.

⁴Beispiele sind Quarz, PZT-Keramik, Lithiumniobat, Turmalin, Galliumphosphat, PVDF-Folie, uvm. [16].

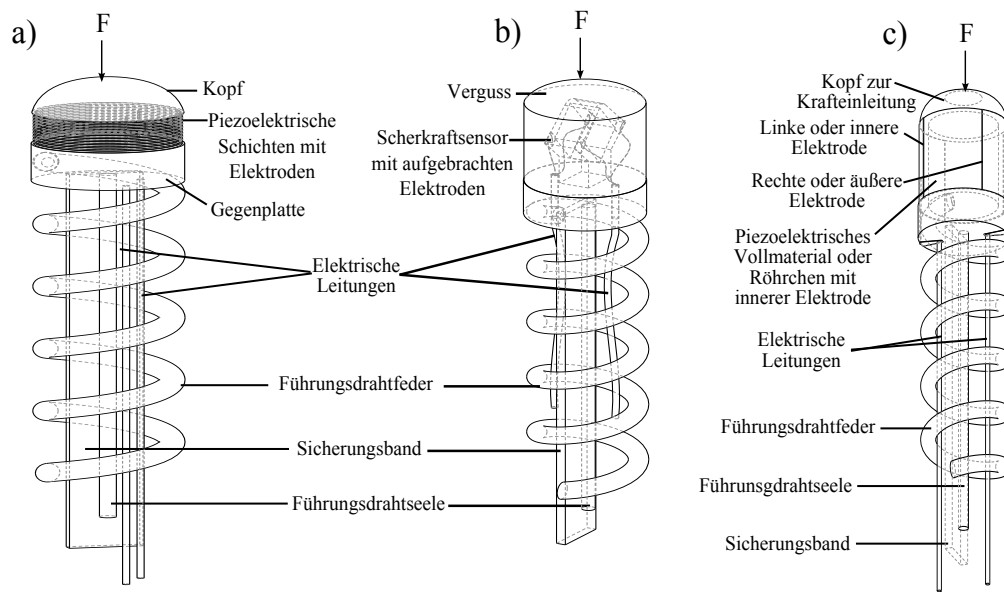


Abb. 5.8: Prinzipielle Anordnung piezoelektrischer Elemente.

Aus der Praxis bekannte Forderungen nach einer hochwertigen Signalübertragung können allerdings die praktische Umsetzung zur Messung im Führungsdraht erschweren. So ist ein Signalverstärker nicht monolithisch in das Wandlungsmaterial, und aufgrund der Abmessungen nur schwierig in direkter Nähe integrierbar. Den Standard zur Signalübertragung für piezoelektrische Sensoren bilden hochwertige, geschirmte Koaxial-Signalkabel mit unpolarem Isolationsmaterial wie PTFE, da ansonsten Kabelbewegungen zu induzierten Ladungen und damit zur Verringerung des Signal-zu-Rauschverhältnisses führen [89]. Die Signalkabel sind während einer Messung möglichst nicht zu bewegen. Elektromagnetische Felder haben Einfluss auf das Messergebnis [102]. Die Verstärker, Kabel und vor allem der auftrennbare Signalstecker müssen einen sehr hohen Isolationswiderstand von mehreren Megaohm aufweisen. Die Anforderungen aus der Praxis an die Signalübertragung im Führungsdraht sind mit den Anforderungen an den Bauraum und an einen unter Feuchtigkeit trennbaren elektrischen Steckverbinder deshalb nur schwer zu erreichen.

Außerdem ist die Messung von langsam veränderlichen Kräften ohne Nullpunktgleich über den Anwendungszeitraum technisch kaum umsetzbar. Weiterhin ist zu klären, ob auch sehr dünne, einfache Signalkabel für die Signalübertragung geeignet sind, wie sie in einem Führungsdraht verbaut werden müssen.

5.2.6 Resistive Prinzipien

Resistive Sensoren ändern Ihren elektrischen Widerstand in Abhängigkeit von der mechanischen Spannung oder Dehnung – bzw. allgemein in Abhängigkeit einer Formänderung. Resistive Wandlungsprinzipien zählen zu den aktiven Wandlungsprinzipien. Es lassen sich unter Zuhilfenahme einer Hilfsenergiequelle neben dynamischen auch statische Messgrößen

erfassen. Die Wandlung der Messgröße in ein elektrisches Ausgangssignal beruht auf der Änderung des elektrischen Widerstandes R . Dieser wird nach Gl. (5.7) durch die Widerstandslänge l , die Querschnittsfläche A , die bei einem beispielhaften rechteckigen Querschnitt im Folgenden durch die Größen a und b beschrieben wird, und dem spezifischen Widerstand ρ des elektrischen Leiters zu

$$\Delta R = \frac{\rho \cdot l}{A} = \frac{\rho \cdot l}{a \cdot b} \quad (5.7)$$

berechnet.

Durch Bilden des vollständigen Differentials von Gl. (5.7) und mit dem Bezug auf die Ausgangsgröße R_0 im unverformten Zustand lassen sich die unterschiedlichen Messeffekte als relative Widerstandsänderung Gl. (5.8)

$$\frac{\Delta R}{R_0} = \frac{\Delta \rho}{\rho} + \frac{\Delta l}{l} - \frac{\Delta a}{a} - \frac{\Delta b}{b} \quad (5.8)$$

darstellen.

Für den uniaxialen Dehnungszustand in Längsrichtung folgt mit der materialspezifischen Querkontraktionszahl ν

$$\frac{\Delta a}{a} = \frac{\Delta b}{b} = -\nu \frac{\Delta l}{l} \quad (5.9)$$

und damit

$$\frac{\Delta R}{R} = \frac{\Delta \rho}{\rho} + (1 + 2\nu) \frac{\Delta l}{l} . \quad (5.10)$$

Es lassen sich zwei Messeffekte identifizieren: Die Widerstandsänderung durch Längen- und Querschnittsänderung des elektrischen Leiters – *Geometrischer Widerstandseffekt* – wird über den zweiten Term von Gl. (5.8) beschrieben und bei angewendet. Die Änderung des Widerstandes durch die Änderung des spezifischen Widerstands – *Materialabhängiger Widerstandseffekt* – wird über den ersten Term beschrieben. Er findet im Besonderen bei Halbleitersensoren Anwendung, wobei dessen Wirkung den geometrischen Widerstandseffekt dann um ein Vielfaches übersteigt. Hierdurch kann bei Halbleitersensoren, im Gegensatz zu metallischen Dehnungsmessstreifen (*DMS*), eine deutlich höhere Empfindlichkeit und damit eine große Signalspanne erzielt werden.

Widerstandsänderung metallischer Dehnungsmessstreifen

Resistive Kraft- und Druckmessverfahren werden sehr häufig angewendet. Besonders oft werden im Aufnehmerbau auf Metallstrukturen applizierte DMS verwendet. Aufgrund Ihrer einfachen Applikation durch Kleben bei gleichzeitig hoher Auflösung und Reproduzierbarkeit mit einer Messunsicherheit $U < 1 \cdot 10^{-5}$ lassen sich hochgenaue Aufnehmer bauen und in kleiner, mittlerer und eingeschränkt auch in hoher Stückzahl fertigen. Nachteilig an DMS ist deren notwendige Größe von minimal $0,3 \cdot 1 \text{ mm}^2$ allein für das Messgitter [61] zur Erzielung

ausreichender Grundwiderstände von typ. $100\ \Omega$ bis $1000\ \Omega$. Die Notwendigkeit der manuellen Montage, der relativ geringe Grundwiderstand und die damit verbundene relativ hohe Leistungsaufnahme sind weitere Nachteile. Schließlich führt der geringe K-Faktor zu geringen Ausgangsspannungen von typ. $0,5$ bis 2 mV/V bei Nennlast in Vollbrückenverschaltung und bedingt damit hohe Anforderungen an die Signalaufnahme. Ähnliche Eigenschaften wie diskrete DMS weisen dehnungsempfindliche Metall-Widerstände in Dünnschichttechnik auf [129].

Änderung des Widerstandes von Halbleiterbauelementen

Spezielle in Halbleitermaterialien eindotierte Leitungsgebiete weisen einen von der mechanischen mechanische Spannung abhängigen spezifischen Widerstand auf. Findet die Änderung des spezifischen Widerstands in Gebieten mit durchgängig gleichen Ladungsträgertyp statt, wird dieses physikalische Wirkprinzip piezoresistiver Effekt genannt. Genutzt wird dieser Effekt beispielsweise in Silizium-Drucksensoren, bei denen das Silizium mikrotechnisch strukturiert wird und eine Druckkavität mit einer darüber liegenden Siliziummessplatte bildet. Die in das Silizium eindotierten piezoresistiven Widerstände ändern ihren elektrischen Widerstand zwischen 1% bis 3% bei Nenndruck. Sie sind mit Abmessungen von ca. $10 \cdot 100\ \mu\text{m}^2$ für einen Kraftsensor zur Integration in den Führungsdraht in Kombination mit einem monolithischen Silizium-Verformungskörper deshalb prinzipiell gut geeignet. Allerdings ist die Herstellung von prototypischen Mustern aufwendig und teuer.

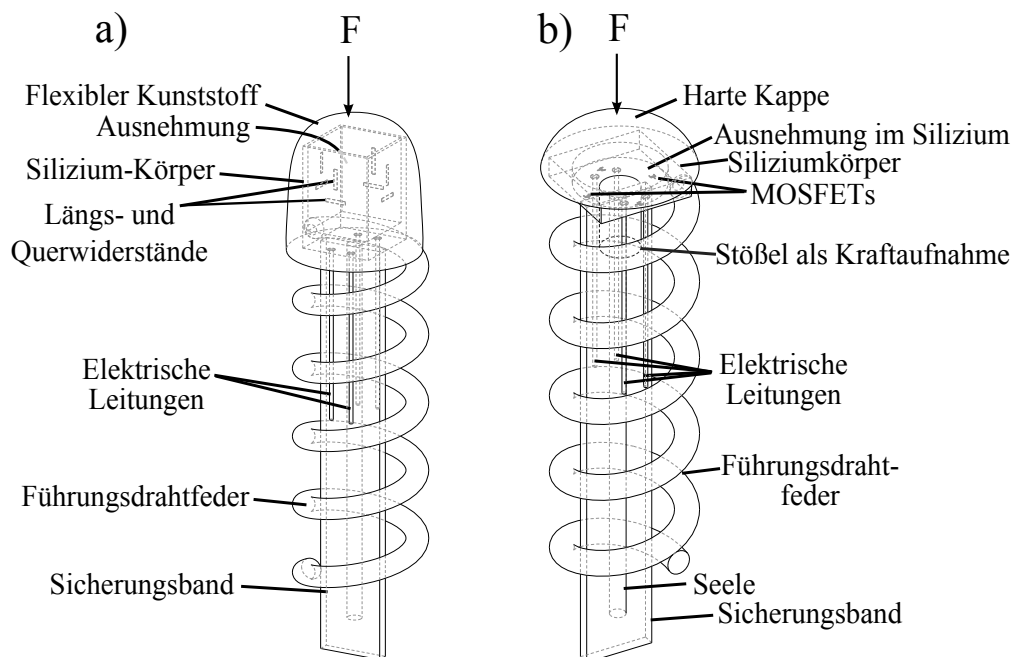


Abb. 5.9: Prinzipielle Anordnung zur Nutzung der Änderung des spezifischen Widerstandes bei Halbleitern.

a) Piezoresistive Widerstände in einem Siliziumkristall mit Ausnehmung zur Erhöhung der mechanischen Spannung, b) Siliziumsensor als Bossstruktur (vgl. Abb. 5.2k und l) mit in der Biegeplatte integrierten MOSFETs

Neben den piezoresistiven Widerständen weisen weitere Halbleiterbauelemente eine starke Abhängigkeit ihrer Parameter von mechanischen Spannungen auf und können als Messelemente genutzt werden. Beispielsweise kann der piezoresistive Effekt genutzt werden, um über die Änderung der Leitfähigkeit den Kanalwiderstand von Feldeffekt-Transistoren reproduzierbar zu verändern. Durch die Verstärkereigenschaften der Transistoren lassen sich höhere Ausgangsspannen als bei piezoresistiven Widerständen erzielen. Vorteile bieten sich in der monolithischen Verbindung der Transistoren mit integrierten Schaltkreisen, die eine direkte Nachverarbeitung der Messwerte ermöglichen [73]. Die Reproduzierbarkeit der mechanischen Spannungsmessung ist jedoch mit 10^{-3} deutlich geringer als bei den häufiger verwendeten piezoresistiven Widerständen mit Unsicherheiten im Bereich von 10^{-5} . Dies wird auf die starke Abhängigkeit der Bauteile auf die Herstellungsprozessparameter, z. B. der Schwellenspannung in Abhängigkeit der Dotierungskonzentration, zurückgeführt [105].

Neben den Widerstandsänderungen in Leitern mit gleichem Dotierungstyp treten auch Widerstandsänderungen an Grenzschichten, beispielsweise am pn-Übergang von Dioden auf. Aus Gründen der hohen Temperaturabhängigkeit und des höheren Rauschanteils wird dieser Effekt selten für Messwiderstände für mechanische Spannungen eingesetzt.

Sensoren auf Basis des resistiven Wirkprinzips weisen eine gute Auflösung und Stabilität des Messsignals auf. Zum Aufbau eines Mikro-Kraftsensors sind aufgrund ihrer geringen Abmessungen integrierte Halbleiterwiderstände besser geeignet als diskrete DMS oder Dünnschichtwiderstände. Die höhere relative Widerstandsänderung sowie der höhere Grundwiderstand ermöglichen weiterhin eine einfache und kostengünstige Signalauswertung und minimieren die Einflüsse der Übertragungsleitung im Führungsdraht. Weitere Vorteile können sich durch die mögliche monolithische Integration der Messwandler mit dem Verformungskörper ergeben.

5.2.7 Mechanische Resonanzsensoren

Zur hochsensitiven Messung von Kräften [22, 116, 56], zur Messung von mechanischen Dehnungen [15, 109] oder zur Messung intrinsischer mechanischer Spannungen und Massebelägen in chemischen und biologischen Sensoren [18, 81, 66] werden Messelemente mit schwingungsfähigem, auf mechanischer Resonanz beruhendem Wandler eingesetzt. Es existieren feinwerktechnisch gefertigte Sensoren, bei denen durch Veränderung der mechanischen Spannung in einer gespannten Saite die Resonanzfrequenz geändert wird. In der Mikrosensorik sind vor allem Volumen- und Oberflächenwellensensoren bekannt. Eine spezielle Auslegung dieser Sensoren ermöglicht hierbei sogar eine kabellose Anregung und Auswertung des Sensors über Funkübertragung oder Ultraschall. Als diskrete Biegeschwinger werden Schwingungssensoren als Tastsonden in Rasterkraftmikroskopen (Atomic Force Microscopy, AFM) zur Messung zwischenatomarer Kräfte im Attonewtonbereich – $1 \cdot 10^{-16}$ N – eingesetzt. Für höchstmögliche Kraftauflösung wird z. B. ein Biegebalken – Cantilever – durch einen integrierten Aktormechanismus in resonante Schwingungen versetzt. An der Spitze angreifende Kräfte führen zu einer Veränderung der Schwingung. Die angreifende Kraft kann über die Amplitudendämpfung, das Phasenverhältnis der Ansteuergröße zur Schwingungsphase des

Biegebalkens, die Schwingungsdauer oder bei nichtlinearem Schwinger über die spektrale Impulsantwort bestimmt werden. Resonanzsensoren sind aufgrund der aktiven Energiezuführung auch zur Messung statischer Größen geeignet. Zur Schwingungsanregung ist ein Aktor, zur Auswertung ein Sensormechanismus notwendig. Bei Verwendung passiver Wandlungsprinzipien lassen sich Aktor- und Sensorfunktion in einem Wandler, beispielsweise durch piezoelektrische Elemente, vereinen. Der Aufbau des Messelements kann so vereinfacht werden. Der Aufbau solcher Sensoren ist beispielhaft in Abb. 5.10 dargestellt. Die Anordnungen orientieren sich an den passiven piezoelektrischen Sensoren nach Abb. 5.8. Es sind prinzipiell aber auch Varianten in Kombination mit Siliziumtechnologie als MEMS-Sensoren, z. B. mit elektrostatischem Wandler herstellbar.

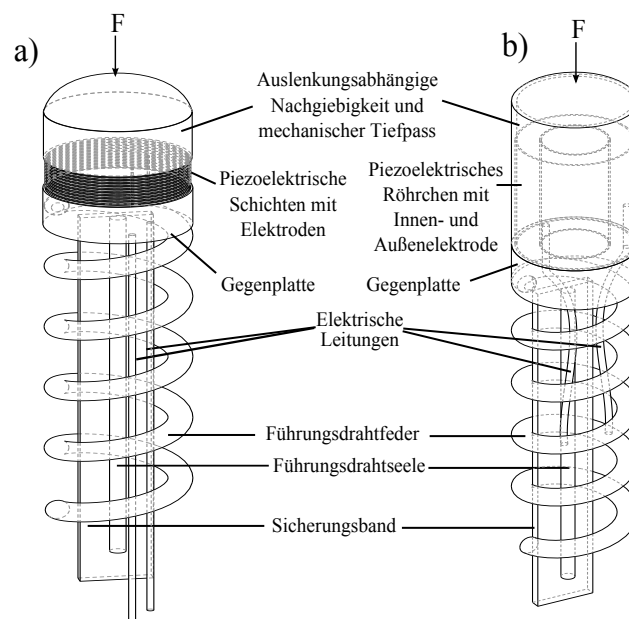


Abb. 5.10: Piezoelektrische Resonanzkraftsensoren als diskrete Aufbauten.

a) Mit piezoelektrischem Stapelaktor und b) mit piezoelektrischem Längswandler.

Das Schwingungssystem kann so entworfen werden, dass es über eine Masse- und eine Energieleitung in mehreren definierten Schwingungsmoden anregbar und auswertbar ist. Hierdurch lassen sich Mehrgrößenaufnehmer, z. B. zur Messung des Kraftvektors in drei Komponenten, aufbauen, die mit geringer Leitungsanzahl auswertbar sind. Im Fall von SAW- und BAW-Sensoren ist auch eine drahtlose Anregung und Auswertung möglich. Um die Messgröße Kraft dynamisch erfassen zu können, muss die Schwingfrequenz des Sensors mindestens dem Doppelten der zu messenden Frequenz entsprechen, also ca. 2 kHz. Der Aufbau erscheint aufgrund der geringen Anzahl an Bauelementen vergleichsweise einfach. Allerdings können die umgebenden Medien Auswirkungen auf das Schwingverhalten haben. So kann beispielsweise der Kontakt des Sensors mit dem Adergewebe zu Dämpfung und zu einer nichtreproduzierbaren Änderung der Schwingungsform führen. Es muss deshalb zusätzlich eine Schwingungsentkopplung von Sensor und Adergewebe bzw. der Krafteinkopplung über mechanische Tiefpassglieder eingesetzt werden.

5.2.8 Optische Prinzipien

Vielfältige Messaufgaben können durch Sensoren basierend auf optischen Prinzipien gelöst werden. Über Lichtwellenleiter (*LWL*) kann optische Strahlung mit geringer Dämpfung über Strecken von mehreren Kilometern annähernd störungsfrei⁵ übertragen werden. Vorteile sind die geringe Störanfälligkeit gegenüber elektrischen, elektromagnetischen und magnetischen Feldern. Ein weiterer Vorteil ist der relativ gefahrlose Einsatz im menschlichen Körper. Die Gleichung Gl. (5.11) stellt die elektrische Feldstärke einer sich mit der Geschwindigkeit c gerade ausbreitenden Lichtwelle mit der Frequenz ω am Ort x zur Zeit t dar. Hierbei kennzeichnet \vec{E} die Amplitude des elektrischen Feldstärkevektors der Transversalwelle, bei der elektrischer und magnetischer Feldstärkevektor senkrecht zueinander, und wiederum senkrecht zur Ausbreitungsrichtung stehen.

$$\vec{E} = \hat{E} \cdot \sin \omega \left(t - \frac{x}{c} \right) \quad (5.11)$$

Dabei ist die spezifische Lichtgeschwindigkeit in Stoffen c_m von deren spezifischen magnetischen und dielektrischen Materialparametern μ_r und ε_r abhängig (Gl. (5.12)). Diese Parameter bestimmen deshalb auch die optische Dichte und damit den Brechungsindex n_m . Die Frequenz ω und die Ausbreitungsgeschwindigkeit c_m bestimmen die Wellenlänge λ_m . Die Lichtgeschwindigkeit im Vakuum wird mit c_0 bezeichnet.

$$c_m = \lambda_m \cdot f = \sqrt{\frac{1}{\varepsilon_0 \varepsilon_r \mu_0 \mu_r}} = \frac{c_0}{n_m} \quad (5.12)$$

In der Regel besteht ein in Licht codiertes Sensorsignal nicht aus einer einzelnen Welle, sondern aus mindestens zwei Wellenanteilen, die zur Interferenz gebracht werden (Monomode-Übertragung) oder aus einer Vielzahl von Wellenanteilen (Multimode-Übertragung).

Zur Beschreibung der Strahlungsstärke in technischen Systemen wird die Intensität des Lichtes I eingeführt, die den Energiefluss der Strahlung pro Zeit beschreibt

$$I = \frac{dW}{dt} \cdot \frac{1}{A} \sim E^2 . \quad (5.13)$$

Die Leistung wird auf den eine Raumwinkel bezogen.

Es existieren deshalb vielfältige Arten der Modulation des Lichtes:

- Modulation der Amplitude \hat{E} bzw. Intensität \hat{I} durch Dämpfung,
- Modulation der Phasenbeziehung φ zweier Anteile einer kohärenten Welle (Interferenz) oder eines gering kohärenten Wellengemisches (Weißlichtinterferenz) und Auswertung der resultierenden Intensität \hat{I} ,
- Auswertung der Frequenz ω einer Welle, beispielsweise durch Selektieren von Frequenzen (Filtern) oder durch Mischen zu einer Welle mit geringerer Frequenz,

⁵Störgrößen sind für jeden Einzelfall zu betrachten

- Änderung der Wellenlänge λ_m , beispielsweise durch Modulation oder allgemein Nutzen von Brechzahlunterschieden n ,
- Modulation der Ausrichtung des elektrischen Feldstärkevektors \vec{E} (Polarisationsmodulation),
- Änderung der Laufzeit durch Änderung der Lauflänge (Wegmodulation) oder der Ausbreitungsgeschwindigkeit c_m (Modulation der Brechzahl n_m).

Bedingt durch das Phasenverhalten und der Gruppengeschwindigkeit bestimmter Wellenanteile lassen sich weitere Effekte nutzen:

- unterschiedliche Beugung an Gittern,
- unterschiedliche Brechung an Grenzschichten,
- Veränderung der Reflexionseigenschaften,
- doppelbrechende Eigenschaften,
- etc.

Die größten Vorteile ergeben sich mit optischen Wirkprinzipien, wenn alle elektrischen Teile des Sensorsystems vom Führungsdraht getrennt werden. Der auf optischen Prinzipien beruhende Sensor kann über LWL an eine außerhalb des Patienten befindliche Elektronik angekoppelt werden.

Es bestehen drei Möglichkeiten Sensoren zu realisieren:

- Intrinsische Fasersensoren, bei denen das Sensorelement in der Faser integriert ist und das Licht die Faser nicht verlässt,
- Extrinsische Sensoren, bei denen der Modulator an die Faser angekoppelt wird,
- Sensoren, bei denen das Feld aus der Faser hinausreicht (Evaneszentes Feld), aber der Hauptteil des Lichtes nicht austritt.

Aufgrund der Fülle der Modulationsarten und technischen Realisierungsmöglichkeiten werden im Folgenden nur ausgewählte Modulationsarten vorgestellt.

Als intensitätsmodulierende Sensoren werden im Folgenden Sensoren betrachtet, die die Amplitude der Feldstärke des Lichtes oder die Anzahl der Wellenmoden in einem Lichtstrahl modulieren, beispielsweise durch Absorption an einer variablen Blende. Die Abbildung 5.11 zeigt drei prinzipielle Realisierungsmöglichkeiten.

Extrinsische Fasersensoren müssen exakt an die Faser gekoppelt werden. Über das Phänomen der Mikro- und Makrobiegung hat weiterhin die Biegung der Faser entlang der Übertragungsstrecke im Führungsdraht einen Einfluss auf das Messsignal. In dieser Arbeit wird eine Lösung gefunden, die optische Dämpfung der Signale zu messen und im Messsignal zu kompensieren. Das Messprinzip beruht auf der Messung bei zwei unterschiedlichen Wellenlängen, wobei eine Wellenlänge den Modulator passiert, die andere selektiv an der Faserfrontfläche in die Faser reflektiert und zur Messung der Dämpfung genutzt wird [94]. Die Abbildung 5.11c

zeigt eine prinzipielle Anwendung des Prinzips durch eine wellenlängenselektive Beschichtung der Faserfrontfläche.

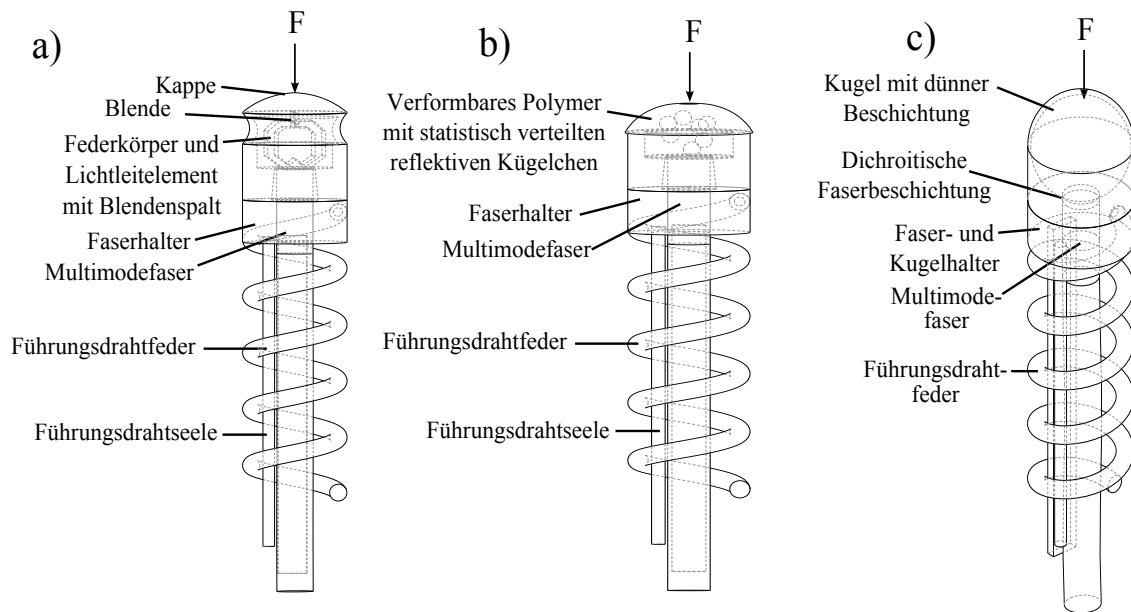


Abb. 5.11: Prinzipielle Bauformen des kraftabhängigen Messelementes zur Modulation der Lichtintensität.

a) In einen Lichtweg mit Luftspalt wird kraftabhängig eine Blende eingeführt und die Durchleitung moduliert. b) Kleine eingelassene Kügelchen in weichem Polymer verändern unter Kraft ihren Abstand und die Dichte und reflektieren mehr Licht in die Faser [34], c) Kugel-Reflex-Lichtschranke: Die Kugel drückt sich in Abhängigkeit der Kraft weiter an die elastische Faser, passt sich in Form an die Faserendfläche an und reflektiert das Licht in die Faser. Unter Verwendung einer wellenlängenselektiven Reflexionsbeschichtung lassen sich Leitungsdämpfungen kompensieren [94].

Mittels phasenmodulierter optischer Sensoren lassen sich kleinste Wegunterschiede – kleiner als die Wellenlänge – sowie kleinste Brechzahlunterschiede detektieren. Phasenmodulierte Sensoren werden mit intrinsischen Mikromodulatoren als FBG, als extrinsische Modulatoren als Fabry-Pérot-Interferometer oder makroskopisch als Flächensensoren zur Vermessung von Oberflächen mittels Weißlichtinterferometrie angewendet. Eine eintreffende Lichtwelle wird in zwei Teilstrahlen geteilt, die nach dem Durchlaufen einer Messstrecke wieder mit dem anderen Teilstrahl oder mit einem ankommenden Strahl überlagert wird. Die resultierende Intensität der interferierenden Teilstrahlen wird ausgewertet. Da bei phasenmodulierten Sensoren die Weglänge des Messstrahls und die Wellenlänge, und damit auch die Frequenz des Lichtes, stark gekoppelt sind, ist auch eine Auswertung über die frequenzabhängige Intensitätsverteilung der Sensorantwort möglich. So ist häufig eine von der Dämpfung auf der Übertragungsstrecke unabhängige Auswertung der Sensoren über die Frequenz oder die Wellenlänge, anstatt über störepfindliche Amplitudenmodulation möglich.

Die intrinsisch in die Faser geschriebenen Gitter des FBG reflektieren Licht einer Wellenlänge,

die der doppelten optischen Länge des Gitterabstandes entspricht. Durch Dehnung des Faserkerns ändert sich der Gitterabstand d_G des in die Faser geschriebenen Gitters und damit die reflektierte Wellenlänge. Weiterhin ändert sich bei mechanischer Dehnung sowie bei Temperaturänderung auch die optische Brechzahl n und damit die optische Weglänge, wodurch ebenso eine Verschiebung der reflektierten Wellenlänge hervorgerufen wird.

Neben den intrinsischen Modulatoren bestehen weitere Möglichkeiten, z.B. durch Aufbau von Interferometern oder Resonatoren. Die Abbildung 5.12a und b zeigt Prinziplösungen mit auf Modulation von Schichtabständen beruhenden Messresonatoren.

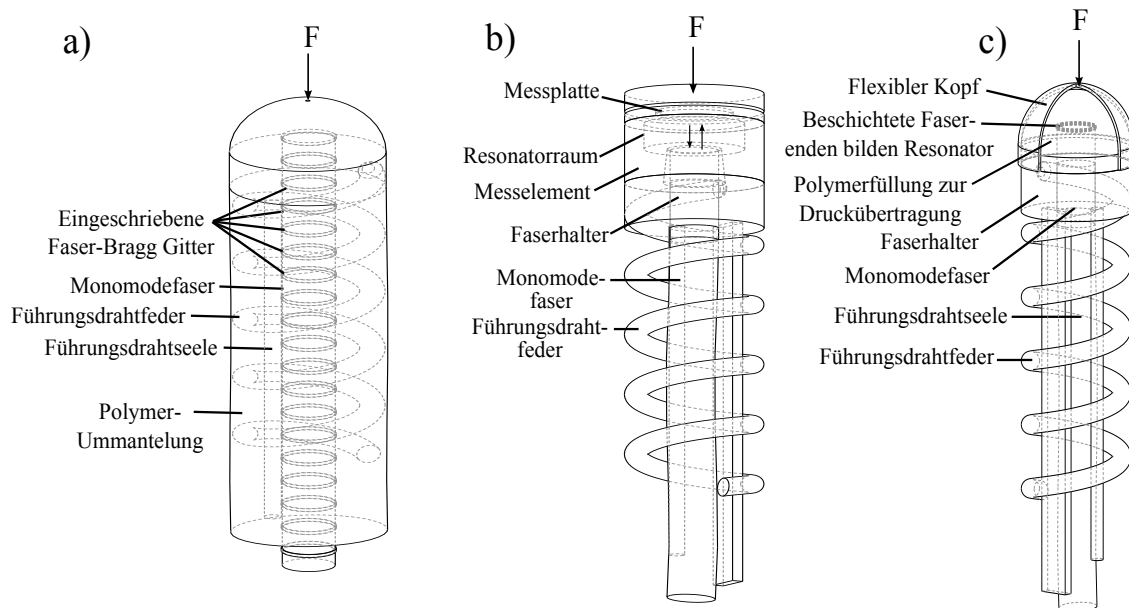


Abb. 5.12: Prinzipien phasenmodulierter Sensoren.

a) Faser-Bragg-Gitter in Faser, integriert in Führungsdraht, b) Extrinsische Fabry-Pérot-Resonator, hergestellt z.B. in Siliziumtechnik, c) auf der Faser abge-
schiedene Schichten bilden einen vom Druck abhängigen Fabry-Pérot-Resonator.

Den phasenmodulierten Sensoren ist gemeinsam, dass sie sehr empfindlich auf die Messgröße, aber auch auf Störgrößen reagieren. So liegt die Dehnung bei FBG i. d. R. in derselben Größenordnung wie die Temperaturdehnung⁶, wobei sich die Temperatur weiterhin auch auf den Brechungsindex n der Gitter auswirkt. Eine Temperaturkompensation ist zur Realisierung stabiler Nullpunkte für die Kraftmessung deshalb bei allen phasenmodulierten Sensoren notwendig.

Weiterhin kann zur Codierung von mechanischer Dehnung oder Abstand ein Frequenzfilterverhalten genutzt und so eine Veränderung der übertragenen Wellenlänge vorgenommen werden. Beispielsweise wird Licht in Abhängigkeit der Wellenlänge in einer Linse oder einem Prisma unterschiedlich stark gebrochen und somit unterschiedlich örtlich abgebildet. Dieses Licht kann von derselben oder einer zweiten Faser aufgenommen, und somit das Signal

⁶In speziellen Einzelfällen lassen sich allerdings wiederholte Dehnungen bis 6 % ohne Zerstörung der Faser erzielen, Fachgespräch am IPHT, S.223.

wellenlängencodiert übertragen und extern ausgewertet werden. Die Abbildung 5.13a zeigt ein Prinzipschema unter Verwendung des Effektes der wellenlängenabhängigen Brechung an einem Prisma. Die Abbildung 5.13b zeigt ein Messelement basierend auf unterschiedlicher Brechung an einer Linse, dem Prinzip der chromatischen Aberration.

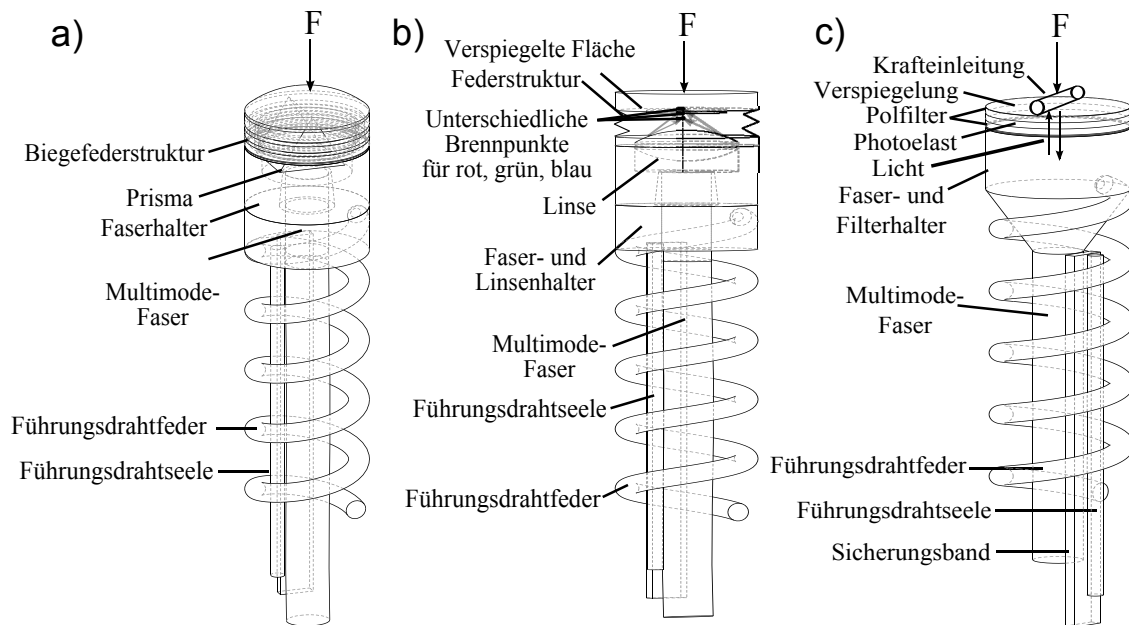


Abb. 5.13: Beispiele zweier wellenlängencodierter Multimodesensoren und einem polarisationsoptischen Sensor.

a) Mittels Prisma codiertes Signal, b) Messung mittels chromatischer Aberration an einer Linse, c) Schichtstapel von Polarisationfiltern mit zwischenliegendem photoelastischen Material, linienförmige Krafteinleitung für inhomogenen Flächenspannungszustand im Photoelast.

Zur Messung und Codierung von mechanischen Größen kann auch die Ausrichtung der Feldstärkevektoren von polarisiertem Licht moduliert werden. Eine einmal ausgerichtete Polarisation kann allerdings nicht ohne Weiteres über größere Längen durch eine mechanisch belastete – gebogene – optische Faser transportiert werden, weshalb das Licht in der Nähe des Sensors polarisiert und die Polarisation wiederum auch dort ausgewertet werden muss. Dies kann über Polfilter erreicht werden. Die kraftabhängige Änderung der Polarisation entsteht in photoelastischen Materialien, deren doppelbrechenden Eigenschaften von der mechanischen Spannung linear abhängen. Die Abb. 5.13c zeigt eine prinzipielle Möglichkeit zur spannungs-(polarisations-)optischen Auswertung der am Führungsdraht anliegenden Kraft.

Optische Sensoren zeichnen sich durch Ihre Störsicherheit gegenüber elektromagnetischen Störfeldern aus. Ihr Einsatz zur Kraftmessung auch im MRT ist bei geeigneter Wahl der Konstruktionsmaterialien möglich. Problematisch ist die Bereitstellung geeigneter Stecker, mit denen die Trennung und Wiederherstellung von Führungsdraht und Signalverarbeitungseinheit während der Katheterisierung einfach möglich. Die dürfen den Durchmesser 360 μm

nicht überschreiten, damit der notwendige weiterhin Ballonkatheter über das Ende des Führungsdrahtes gefädelt werden kann.

Als schwierig in Führungsdrähte integrierbar erscheinen FBG, die eine zu große Länge gegenüber der Messspitze aufweisen und deshalb nur begrenzt auf Kraft, aber zusätzlich auf Biegung empfindlich sind und deren Einflüsse im Signal nicht zu trennen sind. Prinzipiell integrierbar sind Fabry-Pérot-Interferometer, deren Modulator eventuell gegen Verkippen bei Kraftangriff gesichert sein muss. Beide Verfahren sind beim Einführen des Führungsdrahtes in den Körper und bei Kontrastmittelgabe Temperaturstörungen ausgesetzt, die eine Frequenzverschiebung verursachen, die in der Größe des Messeffektes liegt.

Weitere zahlreiche Möglichkeiten basieren auf der Verwendung von intensitätsmodulierten Sensoren, wobei hier Vorkehrungen getroffen werden müssen, um den Einfluss der Leitungsdämpfung bei Biegung zu kompensieren. Eine eigens entwickelte prinzipielle Möglichkeit der Dämpfungskompensation über die Auswertung der Reflexion an einer wellenselektiven Beschichtung der Faserfrontfläche wurde aufgezeigt (Abb. 5.11 und [94]). Sensoren, basierend auf intrinsischer Mikro- und Makrobiegung, sind aufgrund der notwendigen kleinen Führungsdrahtabmessungen besser durch extrinsische Messprinzipien basierend auf der Intensitätsmodulation zu realisieren. Polarisationsoptische Sensoren können eine Alternative darstellen.

5.2.9 Durchführung der Bewertung

Zur Auswahl eines besonders gut geeigneten Messprinzips werden Bewertungskriterien abgeleitet. Eine Auswahl der sechs wichtigsten Bewertungskriterien zeigt die Tabelle 5.2. Hierbei wurden zum Aufbau optischer Sensoren mit Intensitätsmodulation [101],[94] und zum Aufbau piezoresistiver Sensoren [126] umfangreiche Vorversuche durchgeführt.

Durch Anwenden einer Punktvorgabe erfolgt unter Abschätzung der Leistungsfähigkeit der in den vorangegangenen Abschnitten vorgestellten Sensorprinzipien deren quantitative Bewertung für den Einsatz im Führungsdraht. Die günstigsten Prinzipien erreichen in der Bewertung eine Mindestpunktzahl von 2,8 Punkten:

- Piezoresistiv (3,9 Punkte) (Abb. 5.9)
- Schwingungssensoren (3,4 Punkte)(Abb. 5.10)
- Optisch intensitätsmoduliert als Kugel-Reflex-Absorptions-Lichtschranke (2,9 Punkte) (Abb. 5.11c)
- Reflexlichtschranke mit Abstandsmodulation (2,8 Punkte) (Abb. 5.9b)
- Fotoelastisches, polarisationsoptisches Prinzip (2,8 Punkte) (Abb. 5.13c)

Tabelle 5.2: Bewertungskriterien und deren Gewichtung

| BEWERTUNGS- KRITERIUM | SEHR GUT 4 | GUT 3 | BEFRIE- DIEGEND 2 | GERADE AUSREI- CHEND 1 | NICHT AUSREI- CHEND 0 | GEWICHT |
|---|--------------------|--------------------------|---|--|---|---------|
| Erreichbare Auflösung | $< 0,1 \text{ mN}$ | $< 1 \text{ mN}$ | $< 5 \text{ mN}$ | $< 10 \text{ mN}$ | $> 10 \text{ mN}$ | 20 % |
| Kennlinie des Sensors | linear | leicht degressiv | leicht kalibrierbar | schlecht kalibrierbar | nicht reproduzierbar | 10 % |
| Störsicherheit des Signals | Frequenz/ Strom | Spannung/ Amplitude | Widerstand $R_0 > 1 \text{ k}\Omega$ und $\Delta R > 100 \Omega$ | Widerstand $R_0 < 1 \text{ k}\Omega$ oder $\Delta R < 100 \Omega$ | im Anwendungsfall oft gestört | 20 % |
| Mögliche obere Grenzfrequenz [Hz] | > 1000 | > 400 | > 100 | > 50 | < 10 | 10 % |
| Zulässige Fertigungs-Toleranz | groß | einfach beherrschbar | gut beherrschbar | gerade beherrschbar | nicht beherrschbar | 10 % |
| Einfache Aufbau- und Verbindungstechnik | sehr einfach | einfach beherrschbar | gut beherrschbar | gerade beherrschbar | nicht beherrschbar | 10 % |
| Verwendbare Technologie | Standard, häufig | vorhanden und zugänglich | vorhanden, Weiterentwicklung notwendig | muss aufwändig entwickelt werden | Konzeptnachweis nicht innerhalb 5 Jahre möglich | 10 % |
| Geschätzte Kosten als Serienprodukt | $< 0,5 \text{ €}$ | $< 2 \text{ €}$ | $< 5 \text{ €}$ | $< 20 \text{ €}$ | $< 100 \text{ €}$ | 20 % |

5.2.10 Diskussion der Bewertung

Die Analyse der Bewertung zeigt, dass piezoresistive Sensoren aufgrund der linearen Kennlinie, geringer Sensorfehler und der sehr guten mikrotechnischen Integrierbarkeit eine sehr hohe Bewertungszahl erreichen.

Mit optischen Sensoren wird ebenfalls die notwendige Kraftauflösung erzielt. Sie zeichnen sich durch sehr hohe elektromagnetische Störsicherheit aus. Im Gegensatz zu den frequenzkodierten Sensoren wie FBG oder Fabry-Pérot-Interferometer weisen intensitätsmodulierte Sensoren zwar den Nachteil der notwendigen Kompensation von Leitungseinflüssen auf.

Tabelle 5.3: Bewertung ausgewählter Prinzipien.

| KRITERIUM/ MULTIPLI- KATOR | Optisch Kugel Reflex | Resistiv Piezoresis- tiv | Optisch Abstands- moduliert | Optisch Fotoelast | Schwingungs- sensoren |
|--|---|---|--------------------------------------|--------------------------------------|-------------------------------|
| Erreichbare Auflösung ($\times 0,2$) | < 1 mN (3) | < 0,1 mN (4) | < 1 mN (3) | < 5 mN (2) | < 0,1 mN (4) |
| Kennlinie des Sensors ($\times 0,1$) | leicht kalibrierbar (2) | linear (4) | leicht kalibrierbar (2) | schlecht kalibrierbar (1) | linear (4) |
| Störsicherheit des Signals ($\times 0,2$) | Amplitude (3) | Spannung/ Amplitude (3) | Amplitude (3) | Amplitude (3) | Frequenz (4) |
| Maximale Grenzfrequenz [Hz] ($\times 0,1$) | > 400 (3) | > 1000 (4) | > 400 (3) | > 1000 (4) | > 400 (3) |
| Zulässige Fertigungs- toleranz ($\times 0,1$) | gut beherrschbar (2) | einfach beherrschbar (etabliert) (3) | gerade beherrschbar (1) | gut beherrschbar (2) | gut beherrschbar (2) |
| Einfache AVT ($\times 0,1$) | gut beherrschbar (2) | einfach beherrschbar (etabliert) (3) | gut beherrschbar (2) | einfach beherrschbar (3) | gerade beherrschbar (1) |
| Verwendbare Technologie ($\times 0,1$) | Mikromechanik rotations- symmetrischer Körper + Mikrooptik (2) | Mikrotechnik + Halbleiter- technik (3) | Mikromechanik + Mikrooptik (2) | Mikromechanik + Mikrooptik (2) | Mikromechanik (4) |
| Kosten in Serie ($\times 0,2$) | < 2 € (3) | < 0,5 € (4) | < 2 € (3) | < 2 € (3) | < 5 € (2) |
| Gesamtbe- wertung | 2,9 | 3,9 | 2,8 | 2,8 | 3,4 |

Insgesamt sind sie aber günstig zu miniaturisieren und robuster gegenüber kleinsten Dehnungen und Toleranzen, wodurch eine höhere Störsicherheit erwartet wird. Die Ein- und Auskopplung der optischen Signale über einen nur 360 µm im Durchmesser messenden Stecker ist derzeit nicht gelöst und nicht trivial. Am Markt sind Führungsdrähte mit an der Spitze integrierten Drucksensoren verfügbar. Die ersten dieser Produkte mit auf optischen intensitätsmoduliertem Wandlern beruhendem Drucksensor wurden allerdings durch piezoresistive Sensoren ersetzt (Abschnitt 3.5). Sensoren basierend auf dem polarisationsoptischen/fotoelastischen Prinzip weisen einen ähnlich einfachen Aufbau wie intensitäts-

modulierte optische Sensoren auf. Ihre Kennlinien sind allerdings weniger linear und dazu bei Überlastung periodisch moduliert, so dass sich zusammen genommen keine Vorzüge gegenüber intensitätsmodulierten Sensoren mit Abstands- oder Flächenmodulation ergeben.

Resonanzsensoren erhalten in der Bewertung eine sehr hohe Punktzahl. Die Übertragung der Signalgröße durch Frequenzcodierung ist vorteilhaft. Allerdings ergibt sich hieraus auch der Nachteil einer eingeschränkten Frequenzauflösung der Messgröße. Obwohl zur Fertigung nur Mikromechanik-Technologien notwendig sind, ist der Aufbau von Resonanzsensoren aufwendiger als der piezoresistiver Sensoren. Das mechanische System muss exakt abgestimmt sein, so dass sich eine geringe zulässige Fertigungstoleranz, die als Kriterium den Herstellungsaufwand berücksichtigt, negativ auf die Bewertung auswirkt. Die Aufbau- und Verbindungstechnik ist aufwändig, da das schwingungsfähige System dämpfungsarm gehäust werden muss. Aufgrund der hohen notwendigen Anzahl von Komponenten und deren exakte Fertigung ist für ein Resonanzsystem in der Serienfertigung mit höheren Kosten als bei piezoresistiven Sensoren zu rechnen.

Abschließend bewertet zeigt sich, dass piezoresistive Sensoren geeignet sind, Kräfte an der Führungsdrahtspitze besonders exakt zu messen, die vorhandenen Technologien zur Miniatürisierung bestens geeignet sind und die Messelemente in großen Stückzahlen sehr günstig hergestellt werden können. Weiterhin kann auch die Signalein- und -auskopplung sowie die Signalauswertung kostengünstig realisiert werden, wobei dies für Mikrodrucksensoren in Führungsdrähten schon gelöst, aber bislang nicht publiziert wurde (Abschnitt 3.3.1). Die relativ hohen Initialkosten der Halbleiterfertigung sind heutzutage durch Öffnung der Halbleiterfirmen gegenüber den Personalmitteln der Forschungskosten zu vernachlässigen. Somit sind piezoresistive Sensoren für den derzeitigen Anwendungsfall der Katheterisierung unter Röntgenbildgebung die optimale Auswahl.

Somit soll der Fokus der weiteren Arbeit auf den Entwurf, die Fertigung und den Test piezoresistiver Messelemente und deren Integration in Führungsdrähte gelegt werden.

6 Entwurf

Im Folgenden sollen nun Messelemente auf Basis des piezoresistiven Wirkprinzips in Verbindung mit MEMS-Halbleitertechnik entworfen werden. Dieses Kapitel stellt den Entwurf von zwei Typen neuartiger Silizium-Kraftmesselemente dar. Es werden die phänomenologischen Grundlagen zur Berechnung von Messelementen mit piezoresistivem Wirkprinzip dargelegt und bezüglich der Anforderungen an Miniaturisierung näher beleuchtet, um dann den Entwurf der Messelemente durchzuführen.

Beide Messelemente werden unter Berücksichtigung von Designkriterien unterschiedlicher Mikro-Strukturgebungstechnologien entworfen. Es werden die analytischen Berechnungsgrundlagen des mechanischen Spannungszustandes im Wandler vorgestellt und mit den piezoresistiven Wirkungsgleichungen verkoppelt. Die Messelementparameter werden mittels FEM-Simulationen verfeinert. Das Kapitel schließt mit einem angepassten ersten Layout für den jeweiligen Sensortyp mit optimierter Lage der Widerstände.

6.1 Grundlagen zur Anwendung des piezoresistiven Effekts

Die mechanische Spannung \mathbf{T} beschreibt die inneren Kräfte in einem Körper. An den freigeschnittenen Randflächen entspricht die mechanische Spannung der anliegenden Kraft, bezogen auf die infinitesimal kleine Randfläche dA . Die Definition der mechanischen Spannung an einem Volumenelement für Tensornotation zeigen Gl. (6.1) und Abb. 6.1a.

$$\mathbf{T}_T = \begin{pmatrix} T_{11} & T_{12} & T_{13} \\ T_{21} & T_{22} & T_{23} \\ T_{31} & T_{32} & T_{33} \end{pmatrix} \quad (6.1)$$

Es ergeben sich neun Spannungskomponenten. Im statischen Gleichgewicht gilt

$$T_{ij} = T_{ji} \quad (6.2)$$

und der Spannungstensor kann auf sechs Komponenten reduziert werden. Dies stellt sich in der alternativen Matrix-, oder auch Voigtschen Notation, wie folgt dar (Gl. (6.3) und Abb. 6.1b).

$$\mathbf{T} = \begin{pmatrix} T_1 & T_2 & T_3 & T_4 & T_5 & T_6 \end{pmatrix}^T, \text{ mit} \quad (6.3)$$

$$T_1 = T_{11}, T_2 = T_{22}, T_3 = T_{33}, T_4 = 2T_{23} = 2T_{32}, T_5 = 2T_{13} = 2T_{31}, T_6 = 2T_{12} = 2T_{21}$$

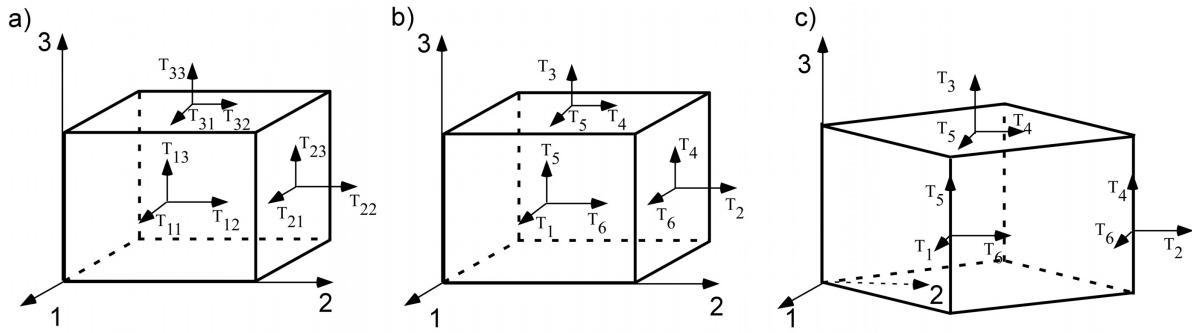


Abb. 6.1: Definition der mechanischen Spannungen.

a) Tensornotation, b) Matrixnotation, c) Transformation der Normalspannungen in Scherspannungen durch Rotation der Einheitszelle um 45° , wobei die Bezeichnungen der mechanischen Spannungen im globalen Koordinatensystem zur Verdeutlichung beibehalten werden.

Die mechanische Spannung verursacht eine Änderung des elektrischen Widerstandes im Halbleiter. Der Widerstandstensor ρ verknüpft den Stromdichtevektor \mathbf{J} und den elektrischen Feldstärkevektor \mathbf{E} . Aus Symmetriegründen lässt sich auch ρ auf maximal sechs unabhängige Koeffizienten reduzieren und mit Einzelindex benennen:

$$\begin{pmatrix} E_1 \\ E_2 \\ E_3 \end{pmatrix} = \underbrace{\begin{pmatrix} \rho_1 & \rho_6 & \rho_5 \\ \rho_6 & \rho_2 & \rho_4 \\ \rho_5 & \rho_4 & \rho_3 \end{pmatrix}}_{\rho} \cdot \begin{pmatrix} J_1 \\ J_2 \\ J_3 \end{pmatrix} \quad \text{mit } \rho_i = \begin{cases} \left(1 + \frac{\Delta\rho_i}{\rho_0}\right) \rho_0 & i \in [1, 2, 3] \\ \left(\frac{\Delta\rho_i}{\rho_0}\right) \rho_0 & i \in [4, 5, 6] \end{cases} \quad (6.4)$$

Änderungen des spezifischen Widerstands $\Delta\rho_i$ verändern die elektrische Feldstärke \mathbf{E} bei eingepprägtem Stromfluss \mathbf{J} in einem Volumenelement. Für ein isotropes¹ Material gilt für die Hauptdiagonalelemente $\rho_1 = \rho_2 = \rho_3 = \rho_0$ und für die Nebenelemente $\rho_4 = \rho_5 = \rho_6 = 0$. Es erfolgt in der Praxis eine Widerstandsbestimmung nach Abb. 6.2a, indem beispielsweise durch ein elektrisches Feld E_2 eine Stromdichte J_2 eingepragt und die elektrische Spannung U_2 gemessen wird. Eine Messung der elektrischen Spannung quer zur eingepragten Stromrichtung nach Abb. 6.2b hat an einem homogen leitendem Material keine Ausgangsspannung U_3 zur Folge.

Silizium ist ein Halbleiter mit einem kubisch-flächenzentrierten Kristallgitter in Diamantstruktur und weist damit anisotropes Verhalten auf. Aufgrund von Symmetrien im Kristall reduzieren sich die unabhängigen Koeffizienten zur Abbildung von Feldgrößen in andere Feldgrößen über Tensoren weiter. Sowohl die mechanischen als auch die elektrischen Eigenschaften von monokristallinem Silizium können phänomenologisch durch jeweils drei unabhängige Koeffizienten beschrieben werden.

Im Gegensatz zum isotropen Material ändert sich der Widerstandstensor ρ unter mechanischer Spannung nicht homogen. Die Änderung des Widerstandstensors ρ in Abhängigkeit

¹Bei einem isotropen Material sind die Materialeigenschaften in alle Raumrichtungen gleich.

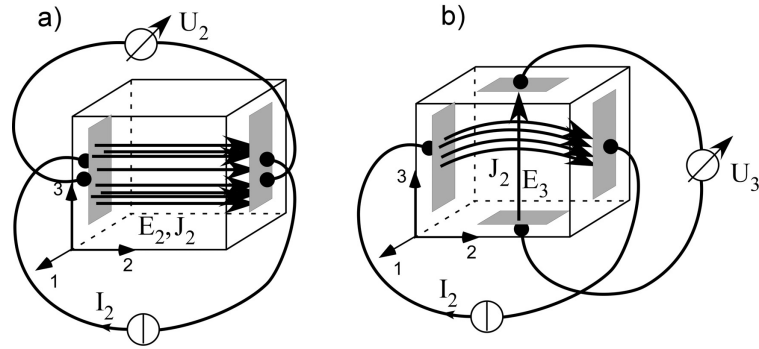


Abb. 6.2: Definition des elektrischen Widerstandes.

a) Längseffekt am Widerstand, b) Quer-(Scher-)Effekt beim Pseudo-Hallelement

der mechanischen Spannung \mathbf{T} beschreibt die Matrix der piezoresistiven Koeffizienten $\boldsymbol{\pi}$. Die Änderung des Widerstandes wird auf den spezifischen Grundwiderstand ρ_0 bezogen. Die Änderungen der Einzelkomponenten $\Delta\rho_i$ des Widerstandstensors $\boldsymbol{\rho}$ nach Gl. (6.4) ergeben sich durch Verknüpfung der Matrix der piezoresistiven Koeffizienten $\boldsymbol{\pi}$ mit der mechanischen Spannung \mathbf{T} .

$$\frac{\Delta\rho}{\rho_0} = \frac{1}{\rho_0} \cdot \begin{pmatrix} \Delta\rho_1 \\ \Delta\rho_2 \\ \Delta\rho_3 \\ \Delta\rho_4 \\ \Delta\rho_5 \\ \Delta\rho_6 \end{pmatrix} = \underbrace{\begin{pmatrix} \pi_{11} & \pi_{12} & \pi_{12} & 0 & 0 & 0 \\ \pi_{12} & \pi_{11} & \pi_{12} & 0 & 0 & 0 \\ \pi_{12} & \pi_{12} & \pi_{11} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \pi_{44} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \pi_{44} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \pi_{44} \end{pmatrix}}_{\boldsymbol{\pi}} \cdot \begin{pmatrix} T_1 \\ T_2 \\ T_3 \\ T_4 \\ T_5 \\ T_6 \end{pmatrix} \quad (6.5)$$

Die drei unabhängigen piezoresistiven Koeffizienten π_{11} , π_{12} und π_{44} nach Gl. (6.5) wurden beispielsweise von SMITH [141] für die zwei möglichen homogenen Grunddotierungsarten – n-Dotierung (Donatorüberschuss) und p-Dotierung (Akzeptorüberschuss) – messtechnisch bestimmt. Die Eigenschaften Nichtlinearität und Temperaturabhängigkeiten publiziert KANDA [85, 86]. Die Tabelle 6.1 gibt die piezoresistiven Koeffizienten von homogen n- und p-dotiertem Silizium für die Kristallorientierung der Silizium-Einheitszelle mit (100)-Oberflächenorientierung und senkrecht zur Oberfläche orientierten Feldgrößen nach Abb. 6.1a an. Durch Tensorrotation² kann aus ihnen für beliebige Winkel des Kristallgitters zu den Feldgrößen die richtungsabhängige $\boldsymbol{\pi}$ -Matrix bestimmt werden [17].

Es zeigt sich, dass für n-dotiertes Silizium der Koeffizient π_{11} betragsmäßig überwiegt. Der Koeffizient π_{12} ist um die Hälfte kleiner und muss berücksichtigt werden. Bei p-dotiertem Silizium überwiegt der Koeffizient π_{44} deutlich, der die Widerstandsänderung mit den Scherspannungskomponenten verknüpft Gl. (6.5). An einem Volumenelement rufen Normalkräfte Scherspannungen hervor, wenn dieses um 45° zur Einkopplungsrichtung der Normalkräfte gedreht wird (Abb. 6.1c). Es lassen sich aus den Werten der piezoresistiven Koeffizienten der

²Der Tensor der Widerstandsänderung ist ein Tensor zweiter Stufe, da er den Tensor der mechanischen Spannung \mathbf{T} auf den Tensor des Widerstands $\boldsymbol{\rho}$ abbildet.

Tabelle 6.1: Piezoresistive Koeffizienten von homogen n- und p-dotiertem Silizium im Koordinatensystem der Einheitszelle bei Raumtemperatur (300 K) nach [141].

Die Koeffizienten sind von der Dotierungskonzentration und der Temperatur abhängig und variieren in unterschiedlichen Quellen.

| DOTIERUNG Typ | KONZENTRATION [cm ⁻³] | SPEZ. WIDERSTAND [Ω · cm] | π_{11} [mm/N ²] | π_{12} [mm/N ²] | π_{44} [mm/N ²] |
|------------------|--------------------------------------|------------------------------|------------------------------------|------------------------------------|------------------------------------|
| n-Silizium | $6 \cdot 10^{14}$ | 11,7 | $-102,2 \cdot 10^{-5}$ | $53,4 \cdot 10^{-5}$ | $-13,6 \cdot 10^{-5}$ |
| p-Silizium | $1,8 \cdot 10^{14}$ | 7,8 | $6,6 \cdot 10^{-5}$ | $-1,1 \cdot 10^{-5}$ | $138 \cdot 10^{-5}$ |

Silizium-Einheitszelle einige bevorzugte Kristallorientierungen ermitteln, bezüglich denen die Ausrichtung der mechanischen mechanische Spannung \mathbf{T} , die Ausrichtung der Widerstände R (elektrische Stromdichte \mathbf{J}) sowie die Richtung der gemessenen elektrischen Spannung U (elektrische Feldstärke \mathbf{E}) optimal für Messzwecke nutzbar sind.

Durch Drehen der Einheitszelle gegenüber dem Grund-Koordinatensystem für gleichzeitig mechanische und elektrische Feldgrößen ergeben sich die in Tabelle 6.2 zusammengefassten, technisch interessanten Kristall- und Widerstandsausrichtungen in Millerindizes [46].

Tabelle 6.2: Ausgewählte kristallographische und Widerstandsorientierungen mit vorteilhaften Eigenschaften [65, 105].

| OBER- FLÄCHE | LÄNGS- ACHSE | π_l | QUER- ACHSE | π_q | BEMERKUNG |
|-----------------|-----------------|--|-----------------|---|--|
| (100) | [001] | π_{11} | [010] | π_{12} | Max. Empfindlichkeit Widerstand n-Si Min. Empfindlichkeit Widerstand p-Si Max. Empfindlichkeit Scherelem. p-Si |
| (100) | [011] | $\frac{\pi_{11}+\pi_{12}+\pi_{44}}{2}$ | [0 $\bar{1}$ 1] | $\frac{\pi_{11}+\pi_{12}-\pi_{44}}{2}$ | Große gegenläufige Änderungen p-Si |
| (110) | $[\bar{1}11]$ | $\frac{\pi_{11}+2\pi_{12}+2\pi_{44}}{3}$ | [1 $\bar{1}$ 2] | $\frac{\pi_{11}+2\pi_{12}-\pi_{44}}{3}$ | π_l und π_q relativ hoch, p-Si |
| (110) | $[\bar{1}10]$ | $\frac{\pi_{11}+\pi_{12}+\pi_{44}}{3}$ | [001] | π_{12} | praktisch nur π_l , $\pi_q \approx 0$, p-Si |
| (111) | beliebig | $\frac{\pi_{11}+\pi_{12}+\pi_{44}}{2}$ | beliebig | $\frac{\pi_{11}+5\pi_{12}-\pi_{44}}{6}$ | π_l und π_q nicht winkelabhängig, p-Si |

Zur Berechnung piezoresistiver Widerstände muss also die $\boldsymbol{\pi}$ -Matrix in die gültige Kristallrichtung der Widerstandsausrichtung gedreht werden. Die relativen Widerstandsänderungen $\Delta\rho_i/\rho_0$ des Widerstandstensors $\boldsymbol{\rho}$ (Gl. (6.4)) ergeben sich dann durch Einsetzen der mechanischen Spannungskomponenten von \mathbf{T} in Gl. (6.5). Bei Einsetzen der berechneten Widerstandsänderungen $\Delta\rho_i/\rho_0$ in den Widerstandstensor ergibt sich die Strom-/Spannungsbeziehung am Bauelement nach Gl. (6.4). An realen Bauteilen ist der Stromfluss durch die Geometrie des Bauteils vorgegeben und der elektrische Stromdichtevektor \mathbf{J} weist häufig nur eine einzige von null verschiedene Komponente auf. Die elektrische Feldstärke im Bauteil ergibt sich dann aus einem Koeffizienten π_l für die mechanische Spannung längs in Stromrichtung – Piezoresistiver Längseffekt – und einem Koeffizienten π_q zur Berücksichtigung

der mechanischen Spannung quer zum Widerstand – Piezoresistiver Quereffekt. Die Widerstandsänderung für Widerstände, bei denen der Stromfluss nur in eine Richtung erfolgt, ergibt sich damit zu

$$\frac{\Delta R}{R_0} = \pi_l T_l + \pi_q T_q . \quad (6.6)$$

Eine mechanische Spannung in Tiefenrichtung der Scheibe tritt an Bauteilen mit Biegeverformungskörper häufig nicht auf, es gilt der ebene Spannungszustand. Für eine häufig gewählte {100}-Oberflächenorientierung der Scheibe gilt weiterhin, dass eine mechanische Spannungskomponente, die in Tiefenrichtung auftritt, mit dem vergleichsweise kleinen Koeffizienten π_{12} verknüpft wird. Ihr Einfluss ist auch deshalb gering, und wird in den Berechnungen nicht weiter berücksichtigt.

Auswahl bevorzugter Anordnungen

Es sind sowohl für n- als auch für p-dotierte Widerstände Widerstandsausrichtungen mit großen piezoresistiven Koeffizienten zu finden. Während das Siliziumgitter von n-Widerständen in Ausrichtung der Einheitszelle direkt auf Zug- und Druckspannungen empfindlich ist, muss beim p-Widerstand der Schereffekt genutzt werden, in dem Scherkräfte wirken oder das Kristallgitter gegenüber den zu messenden Kräften um 45° gedreht wird (Abb. 6.1c). Letzteres ist durch Ausrichten der Siliziumscheibe bei der Fertigung sehr einfach möglich.

Für Mikrosensoren, bei denen Biege-Verformungskörper wie Platten und Balken häufig angewendet werden, ergeben sich durch die Verwendung von p-dotierten Widerständen in <110>-Kristallrichtung in Siliziumscheiben mit {100}-Oberflächenorientierung folgende wesentliche Vorteile:

- Die transformierten piezoresistiven Koeffizienten π_l und π_q weisen in etwa den gleichen Betrag, aber umgekehrtes Vorzeichen auf. Werden zwei Widerstände im gleichen mechanischen Spannungsfeld um 90° gedreht angeordnet, so ändert sich ihr Widerstand gegenläufig mit der mechanischen Spannung und gleichsinnig mit der Temperatur. Dadurch lässt sich der einflußstärkste Störeffekt, die temperaturinduzierte Nullpunktdrift, durch Anordnung der Widerstände als elektrischer Spannungsteiler oder als Wheatstone-Brücke eliminieren und das Messsignal verdoppeln.
- Eine Verschaltung zu einer Wheatstone-Messbrücke verringert weiterhin den Einfluss des Rauschens der Versorgungsquelle (Abschnitt 9.2.1) und erhöht die Sensitivität sowie die Ausgangsspanne.
- Beim Strukturieren durch anisotropes Ätzen mittels KOH fallen Strukturanten und Widerstandsausrichtung für maximales Ausgangssignal in optimaler Weise zusammen.

Aufgrund der besseren Nutzbarkeit in Messbrücken soll also diese p-Widerstandsdotierung, <110>-Ausrichtung und {100}-Scheibenorientierung, gewählt werden (Tabelle 6.2, Zeile 2).

6.2 Beitrag zur Miniaturisierung mit realen Widerständen

Der Entwurf soll für Siliziumsensoren mit p-dotierten Widerständen in der gewählten Kristallausrichtung erfolgen. Aufgrund der kleinen Abmessungen der Messelemente ergeben sich spezielle Anforderungen an die Platzierung der Widerstände. So muss vor dem Entwurf bekannt sein, welche Mindestabstände zwischen zwei Widerständen sowie zwischen einem Widerstand und der Messelementkante eingehalten werden müssen. Hierbei haben zwei Effekte einen Einfluss: Die Ausführung des Dotierungsprofils und die Breite der Raumladungszone um die Widerstände (Abb. 6.3).

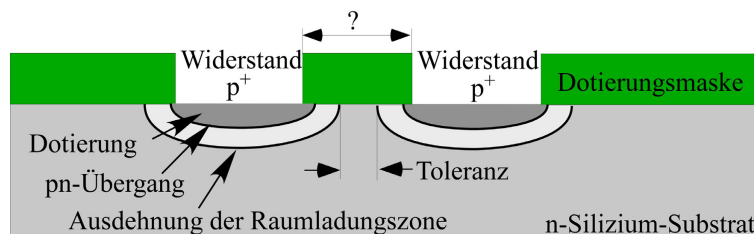


Abb. 6.3: Integrierte p-dotierte Widerstände im n-Silizium-Substrat.

Das Fragezeichen kennzeichnet einen zu bestimmenden Abstand der Widerstände im Maskendesign.

Breite der Dotierungszone nach thermischer Diffusion und Ableitung der Widerstandsparameter

Die Widerstände werden in dieser Arbeit mit zwei unterschiedlichen Verfahren hergestellt (Kap. 7): Mittels thermischer Diffusion über ein Spin-On-Dopant als einfachste technologische Umsetzung für erste Funktionsmuster [43] und über Ionenimplantation – mit nachfolgender Ausheilung des durch die Implantation gestörten Gitters und Aktivierung der implantierten Ionen – als reproduzierbarstes Verfahren. In beiden Fällen werden Bor-Ionen in das phosphordotierte Grundsubstrat eingebracht und mittels eines thermischen Schrittes tiefer in das Substrat diffundiert. Hierbei vergrößert sich das Widerstandsgebiet sowohl in die Substrattiefe als auch lateral. Die Dotierungskonzentration sowie die Leitfähigkeit einer differentiellen Querschnittsfläche dA_W nehmen dabei ab. Die piezoresistiven Koeffizienten sowie ihre Temperaturempfindlichkeit nehmen analog zu. Für das Verfahren der Ionenimplantation sollen die Werte Widerstandsbelag, piezoresistive Koeffizienten und laterale Diffusionsweite vorab für den Entwurf ermittelt werden.

Um bei möglichst großen piezoresistiven Koeffizienten eine geringe Temperaturempfindlichkeit anzustreben, wird eine Volumenkonzentration von $2 \cdot 10^{18}/\text{cm}^3$ angestrebt. Hierbei lässt sich auch der zweite temperaturabhängige Fehler, die Änderung der piezoresistiven Empfindlichkeit der Widerstände, kompensieren [148]. Für eine optimale Kontaktierung ist eine zweistufige Implantation zu ermöglichen, bei der die Kontaktgebiete mit einer hohen Konzentration, die Widerstandsgebiete aber mit einer geringeren Konzentration erzeugt werden können.

Das Dotierprofil lässt sich analytisch über die projizierte Eindringtiefe der Ionen und deren vertikale und laterale Streuung bei Implantation in die Scheiben sowie deren weitere Diffusion über eine Verteilung aus erschöpflicher Quelle [124] berechnen. Hierbei ist zu beachten, dass die Diffusionskonstanten, neben den temperaturabhängigen Diffusionsgesetzen, auch temperatur- und konzentrationsabhängige Anteile aufweisen und entgegen ihrer Bezeichnung für Temperaturrampen und Konzentrationsgefälle nur bedingt als konstant angesehen werden dürfen. Zur analytischen Berechnung werden vereinfachte Randbedingungen, z. B. eine unbegrenzte seitliche Ausdehnung der Dotierzone angenommen. Deshalb kann die laterale Diffusionsweite über Gleichungen gut geschätzt, aber nicht exakt berechnet werden. Die laterale Diffusion unter die Dotiermaske ist für die Berechnung des minimal möglichen Widerstandsabstandes besonders relevant. Hierfür gibt SCHADE einen Faktor von 0,6 bis 0,9 der Tiefendiffusion und Kurvenscharen aus experimentellen Untersuchungen an [127].

Neben der lateralen Diffusion kann eine standardmäßig durchgeführte Verkipfung des Substrats bei der Ionenimplantation ebenso zur Vergrößerung des minimal möglichen Abstandes der Widerstände, speziell zur Messelementkante³, führen.

Vor dem Entwurf der Sensoren wird der günstigste Fertigungsprozess ermittelt (Anhang C). Hierfür zeigt Abb. 6.4 ein mittels der Software TSUPREM numerisch errechnetes Implantationsprofil. Als Ergänzung zur ersten analytischen Berechnung wurde die numerische Simulation zusätzlich verwendet, da folgende Schritte berücksichtigt werden konnten:

- Die Einflüsse der Abbildungs-, Entwicklungs- und Ätzprozesse vom Maskenbild in die Schichten,
- die Verkipfung des Substrates bei der Implantation,
- das Temperaturprofil des gewählten Prozesses über eine vorab gemessene, prozessspezifische Kennlinie des Temperofens,
- den Export der Ergebnisse für nachfolgende Simulation elektrischer Eigenschaften.

In der durchgeführten Simulation sind die aufgezählten Effekte berücksichtigt. Für analytische Berechnungen ergeben sich vergleichbare Ergebnisse. Für die angenommenen Prozessparameter ergibt sich eine Tiefe des pn-Überganges von 1,2 µm und eine seitliche Diffusion von jedem Widerstandsgebiet von ca. 1 µm (Abb. 6.4 und Abb. 6.5).

Ausbreitung der Raumladungszone

Die eingebrachten Dotieratome erzeugen unterschiedliche Elektronen- und Löcherdichten. An dem Punkt, an dem die Widerstandsdotierung die gleiche Konzentration wie die Grunddotierung der Scheibe aufweist, entsteht am elektrisch spannungsfreien Silizium der pn-Übergang. Dieser ist für (Elektronen-)Ströme vom Substrat in Richtung Widerstände in Sperrrichtung gepolt. Dadurch sind die Widerstände zum Substrat und auch untereinander isoliert

³Bei Verkipfung um 7° ergibt sich ein systematischer seitlicher Versatz aller Dotierungen um $\sin(7^\circ) \approx 12\%$ der Tiefenrichtung.

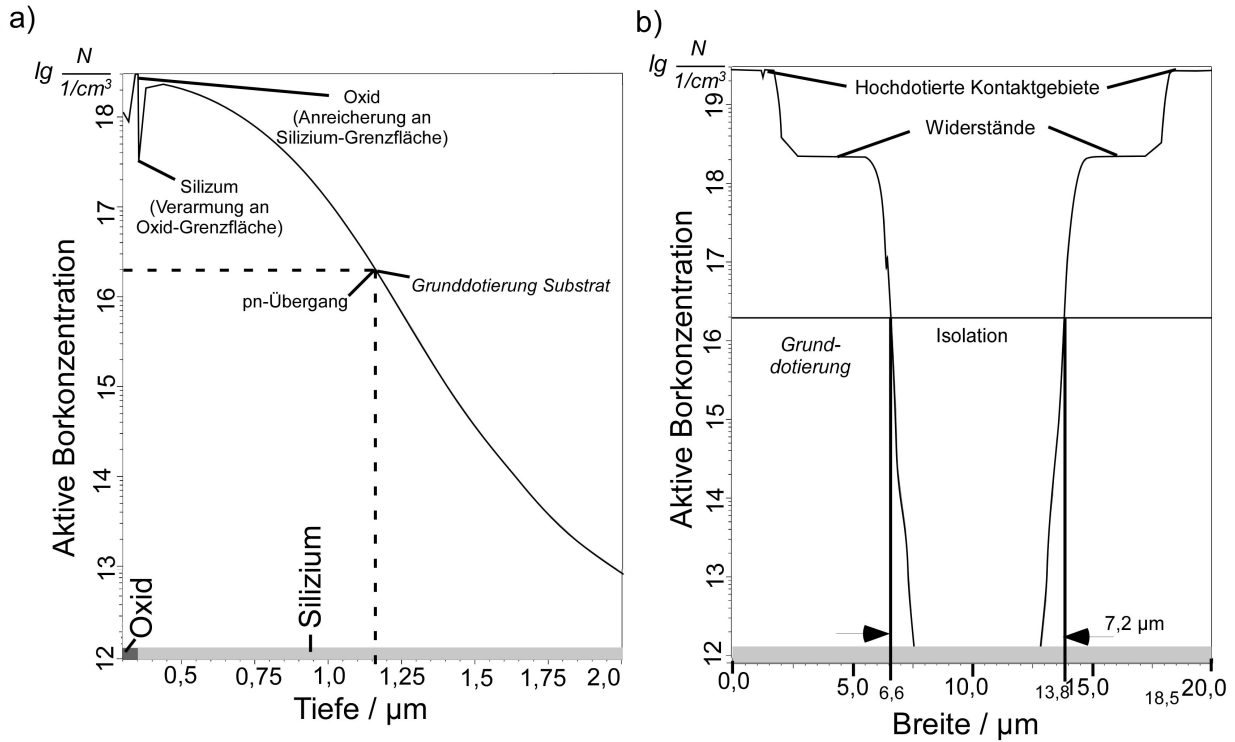


Abb. 6.4: Simuliertes Dotierprofil nach Temperung mit den gewählten Fertigungsparametern.

a) Vertikale Dotierstoffverteilung im Widerstand, b) Querschnittsprofil durch Kontakt-, Widerstands- und Isolationsgebiet für zwei benachbarte Widerstände.

(Abb. 6.3). Das Substrat nimmt damit automatisch das Potential des Punktes der höchsten Versorgungsspannung der Brücke an oder kann künstlich über einen Substratkontakt erhöht werden, um die Sperrwirkung des pn-Überganges zu erhöhen und elektromagnetische Störungen besser zu unterdrücken.

Die elektrische Trennung von Substrat und Widerstand wird durch die Raumladungszone (RLZ) bewirkt. Damit die Widerstände elektrisch isoliert sind und möglichst wenig beeinflusst werden, soll die RLZ ungestört im Substrat verbleiben und sich nicht mit benachbarten RLZ überschneiden. Durch Überschneidungen der Raumladungszonen kann ein Sperrstrom entstehen, der die Isolation unterbindet, der sog. Punch-Through-Effekt [128, 158]. Da sich die RLZ auch lateral im Substrat ausbildet, erhöht sich damit der minimal mögliche Positionierabstand von zwei Widerständen zueinander. Die Ausdehnung der RLZ wird durch die Lage des pn-Überganges und der Konzentration der Substratdotierung bestimmt, und weiterhin über die anliegende elektrische Spannungsdifferenz moduliert. Je höher die Grunddotierung des Substrates ist, umso schneller können die durch die Widerstandsdotierung erzeugten Diffusionsladungen im Substrat kompensiert werden. Die Länge der Raumladungszone kann über die spezifischen Dotierkonzentrationen N_A des Widerstandes und N_D der Grunddotierung, über die Diodenspannung U_D nach Gl. (6.8), mit der elektrischen Elementarladung e und Permittivität ϵ_{Si} von Silizium berechnet werden. Die Gleichung (6.7) gibt die Länge

des Teils der Raumladungszone an [124], der sich vom pn-Übergang nach Abb. 6.4 in das Substrat ausbreitet. Diese Länge ist weiterhin von der Spannung zwischen Widerstand und Substrat U_{RS} abhängig.

$$l_{RLZ,Substrat} = \sqrt{\frac{2\varepsilon_0\varepsilon_{Si}}{e} \cdot \left(\frac{N_D}{N_A}\right) \cdot \left(\frac{1}{N_A + N_D}\right)} (U_D - U_{RS}) \quad (6.7)$$

Mit der spezifischen Dotierkonzentration $N_A = 2 \cdot 10^{18}/\text{cm}^3$ des Widerstandes, der Grunddotierung $N_D = 2 \cdot 10^{16}/\text{cm}^3$, der intrinsischen Elektronendichte $n_i = 1,5 \cdot 10^{10}/\text{cm}^3$ von Silizium bei 300 K, der Boltzmannkonstante k , der Elektronenladung $e = 1,602 \cdot 10^{-19}\text{As}$ und der absoluten Temperatur $\theta = 300\text{ K}$ ergibt sich die Diodenspannung U_D zu

$$U_D = \frac{k\theta}{e} \ln \left(\frac{N_A N_D}{n_i^2} \right) = 0,84\text{ V} . \quad (6.8)$$

Damit berechnet sich die Raumladungszone vom pn-Übergang in das Substrat hinein am elektrisch spannungsfreien Widerstand nach Gl. (6.7) mit der relativen Permittivität $\varepsilon_{Si} = 11,7$ und der elektrischen Feldkonstante ε_0 zu $l_{RLZ,Substrat} = 0,23\text{ }\mu\text{m}$. Diese Länge wird weiterhin durch die Abhängigkeit des Spannungsunterschieds zwischen Widerstand und Substrat nach Gl. (6.7) moduliert. Durch Erhöhung der Differenzspannung auf 5 V steigt die Länge der RLZ beispielsweise auf $0,61\text{ }\mu\text{m}$ an. Dies kann zum Zusammenlaufen von Raumladungsgebieten und zu einem Stromfluss durch den Punch-Through-Effekt führen [128].

Die Grunddotierung wird in der ersten Fertigungsserie höher gewählt als in Publikationen mit vergleichbarer technologischer Abfolge, um hier die Länge der RLZ im Substrat zu minimieren. Damit können die Widerstände näher zueinander sowie näher zum Randbereich der Messelemente positioniert werden. Es werden verfügbare Halbleiterscheiben mit einem spezifischen Widerstand von $0,1\text{ }\Omega\text{cm}$ bis $0,5\text{ }\Omega\text{cm}$ – es wird der Mittelwert $0,25\text{ }\Omega\text{cm}$ angenommen – ausgewählt. Dies entspricht nach Abb. B.3b einer Grunddotierung von $2 \cdot 10^{16}\text{ cm}^3$. Diese wird auch im vorangegangenen Rechenbeispiel zugrunde gelegt.

Die Berechnungen nach Gl. (6.7) führen somit zu einer RLZ mit einer Länge von ca. $0,6\text{ }\mu\text{m}$ ab dem pn-Übergang in das Substrat hinein. Diese Länge ist zur lateralen Diffusionsweite von jeweils $0,8\text{ }\mu\text{m}$ zu addieren, um die Widerstandsausdehnung zum Festlegen des minimalen Widerstandsabstands zu berechnen.

Die Abbildung 6.5 zeigt die simulierte Ausdehnung der RLZ für zwei Widerstände mit maximal unterschiedlichem Potential für einen Abstand auf der Fertigungsmaske von $8\text{ }\mu\text{m}$. Für die Lage des pn-Überganges wurden die Daten der Fertigungssimulation mittels TSUPREM nach Abb. 6.4 mit der elektrischen Simulation (Medici) verwendet. Zu erkennen ist die sicher vorhandene Isolierung der Widerstandsgebiete mit einer zulässigen Toleranz von $5\text{ }\mu\text{m}$.

Die Simulation bestätigt für den zugrunde gelegten Prozess sehr gut die Annahmen der analytischen Berechnung: Für die Ausdehnung der RLZ ab dem pn-Übergang in das Substrat sind $0,65\text{ }\mu\text{m}$ zu erkennen – die analytische Gleichung ergibt $0,6\text{ }\mu\text{m}$. Allerdings zeigt sich an

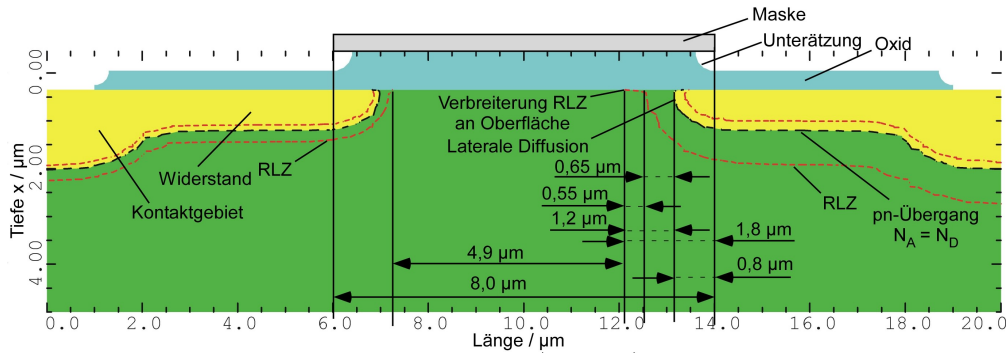


Abb. 6.5: Raumladungszone eines mit dem gewählten Prozess herstellbaren Widerstandes bei Versorgung des rechten Widerstands mit -5 V Versorgungsspannung.

der Grenze zur Oxidschicht eine vergrößerte Ausdehnung der RLZ. Dies kann auf den Anstieg der Feldstärke an der Grenze zum nichtleitenden Oxid zurückzuführen sein. Ein weiterer Effekt, die Wanderung und Anreicherung der Dotierstoffatome aufgrund ihrer unterschiedlichen Löslichkeiten in unterschiedlichen Materialien, die Segregation, wirkt diesem Effekt entgegen. Aufgrund ihrer höheren Löslichkeit in Silizium als in Siliziumdioxid⁴ diffundieren Phosphor-Ionen durch die Umwandlung des dotierten Siliziums aus der sich bildenden Oxidschicht verstärkt in das darunter liegende Silizium. Sie führen damit in der oberflächennahen Schicht des Substrates zu einer Erhöhung der Grunddotierung (Pile-Up)[124]. Hierdurch wird nach Gl. (6.7) die Raumladungszone verringert. Der Effekt der Feldstärkeerhöhung an der Grenzschicht dominiert hier über den Effekt der Anreicherung. Diese Effekte sind bei der Positionierung der Widerstände zueinander zu berücksichtigen.

Damit sind die analytischen Abschätzungen zur Berechnung der RLZ im Kristall gut geeignet. An der Oberfläche zeigt die numerische Berechnung allerdings eine Verbreiterung der Raumladungszone auf das 1,8-fache. Diese Verbreiterung wird durch die Spannung zwischen Substrat und Widerstand moduliert.

Werden Widerstände mit geringem Abstand positioniert, so gehen die Ausdehnung der Raumladungszone und die Diffusionsbreite von jedem Widerstand aus. Es ist deshalb, im Gegensatz zur Positionierung von Widerständen an Elementkanten, die doppelte RLZ und doppelte Diffusionsweite zu berücksichtigen. Es sollte deshalb für den gewählten Prozess für Versorgungsspannungen von 5 V ein Mindestabstand größer $2 \cdot 1,3\text{ }\mu\text{m}$ – vom pn-Übergang gerechnet – zuzüglich einer prozessabhängigen Sicherheitsreserve, eingehalten werden. Von der Abbildung der Maske, über die lateralen Diffusion des Dotierstoffs, und der Ausbildung der RLZ ergibt sich ein Mindestabstand von zwei Widerständen von $2 \cdot 1,8\text{ }\mu\text{m}$, zuzüglich einer Sicherheitsreserve (Abb. 6.5).

Eine weitere Möglichkeit zur Miniaturisierung ist das aus der Mikroelektronik bekannte Trench-Ätzen, bei dem die Isolierung von aktiven Komponenten durch Trockenätzen von Isolationsgebieten hergestellt wird. So können wesentliche Strukturverkleinerungen erzielt werden. Zur Anwendung bei piezoresistiven Messwiderständen ist allerdings der Einfluss von

⁴Das Verhältnis wird als Segregationskoeffizient bezeichnet und beträgt $k_S \approx 10$ [124].

Oberflächenladungen auf die Stabilität der Sensoren zu überdenken. Eine weitere technische Maßnahme ist die Kurzzeitausheilung von Kristallgittern/*Rapid Thermal Annealing* (RTA), um die laterale Dotierstoffdiffusion weitgehend zu unterbinden.

Weitere Einflüsse bei Miniaturisierung

Bei weiterer Miniaturisierung wird es notwendig, Leiterbahnen und Messwiderstände zu kreuzen. Die Konzentration der Ladungsträger im Widerstand und im Substrat wird durch elektrische Spannungen an der Chipoberfläche aufgrund des elektrischen Feldes verändert. Bei dünnen Oxidschichten steigt die Feldstärke zwischen Leiterbahn und Substrat entsprechend an. Im vorigen Abschnitt wurde beschrieben, dass das Substrat das Potential der positiven Versorgungsspannung annimmt. Die Spannung an den Leiterbahnen nimmt von Anschluss der positiven Versorgungsspannung in Richtung des Massekontaktes ab. Bei gegenüber dem Substrat negativer Spannung der Leiterbahn werden negative Ladungsträger – Elektronen – in tiefere Schichten des Substrates verdrängt, und in geringem Umfang vorhandene positive Ladungsträger – Löcher – werden an der Oberfläche konzentriert. Es kann sich eine Inversion des n-dotierten Substrates ausbilden, so dass p-leitendes Material vorliegt. Wird eine Leiterbahn über zwei benachbarte Widerstände geführt, so kann eine p-leitende Stelle zwischen zwei p-dotierten Widerständen auftreten und ein leitfähiger Kanal und somit Stromfluss (Channeling) entstehen. Die elektrische Spannung, bei der die Inversion und damit Channeling eintritt, heißt Schwellenspannung U_{th} . Sie ist im Besonderen von der Oxiddicke, von der Substratdotierung und vom Leiterbahnmaterial abhängig [78].

Mit der Boltzman-Konstante k , der absoluten Temperatur θ der Elementarladung q , der Substratgrunddotierung N_D und der intrinsischen Ladungsträgerdichte von Silizium n_i ergibt sich das Fermipotential ϕ_F zu

$$\phi_F = -\frac{k\theta}{q} \ln \frac{N_D}{n_i} . \quad (6.9)$$

Unter der Voraussetzung, dass das Substrat die höchste Spannung annimmt, ergibt sich die Schwellenspannung U_{th} mit der Oxidschichtdicke d_{ox} , der Permittivität von Silizium ε_{Si} und des Oxids ε_{Ox} zu

$$U_{th} = 2\phi_F - \left(\frac{\varepsilon_{Si} d_{ox}}{\varepsilon_{Ox}} \right) \cdot \sqrt{\frac{4qN_D}{\varepsilon_{Si}}} - \phi_F . \quad (6.10)$$

Um eine Schwellenspannung von $U_{th} = 5 \text{ V}$ zu erzielen, muss bei einer Substratdotierung von $2 \cdot 10^{16} / \text{cm}^3$ eine Oxidschichtdicke von $0,20 \mu\text{m}$ unter der Leiterbahn eingehalten werden. Wird die Substratdotierung auf $2 \cdot 10^{15} / \text{cm}^3$ verringert, so ist zum Erreichen einer Schwellenspannung $U_{th} = 5 \text{ V}$ eine Oxidschichtdicke $d_{ox} = 0,73 \mu\text{m}$ notwendig.

Piezoresistive Koeffizienten

Über bekannte Kurven zur Berechnung des Widerstandes in p-Halbleitern und einer mit der spezifische Leitfähigkeit σ gewichteten Bewertung der piezoresistiven Koeffizienten erfolgt

im Anhang B die Berechnung des Flächenwiderstandes R_{\square} und der effektiven piezoresistiven Koeffizienten $\pi_{l,eff}$ und $\pi_{q,eff}$ für das Dotierungsprofil nach Abb. 6.4. Dabei tragen die piezoresistiven Koeffizienten, die für hohe Dotierungen kleiner sind, in den stärker dotierten Bereichen nahe der Oberfläche entsprechend stärker zum effektiven π -Koeffizienten bei, da sie aufgrund ihrer höheren spezifischen Leitfähigkeit eine proportional höhere elektrische Stromdichte aufweisen. Ihre Änderung trägt proportional mehr zur Widerstandsänderung bei [148]. Die Berechnung der effektiven piezoresistiven Koeffizienten werden die Koeffizienten mit der Leitfähigkeit der jeweiligen Schicht gewichtet. Zur Berechnung der effektiven piezoresistiven Koeffizienten aus diskreten Schichttiefen wird in Anhang B für eine Diskretisierung von zehn Schichten ausführlich gezeigt. Es gilt mit der spezifischen, konzentrationsabhängigen Leitfähigkeit σ_i , der spezifischen Widerstandsbreite der Schicht b_i und der diskreten Schichthöhe h_i bei einer Anzahl von zehn Schichten – von der Siliziumoberfläche bis zum pn-Übergang in der Tiefe x_j – somit:

$$\pi_{eff} = \frac{\int_0^{x_j} \pi(z) \sigma(z) dz}{\int_0^{x_j} \sigma(z) dz} \approx \frac{\sum_{i=1}^{10} \pi_i \cdot \sigma_i \cdot b_i \cdot h_i}{\sum_{i=1}^{10} \sigma_i \cdot b_i \cdot h_i} = \pi \cdot \frac{\sum_{i=1}^{10} SF_i \cdot \sigma_i \cdot b_i \cdot h_i}{\sum_{i=1}^{10} \sigma_i \cdot b_i \cdot h_i} . \quad (6.11)$$

Es ergeben sich nach den Berechnungen in Anhang B ein auf die Flächenquadrate bezogener Flächenwiderstand von $434,52 \Omega/\square$, ein dotierungsabhängiger Skalierfaktor der piezoresistiven Koeffizienten von $SF = 0,93$ und damit effektive piezoresistive Koeffizienten von $\pi_{l,eff} = 68,0 \cdot 10^{-5} \text{ mm}^2/\text{N}$ und $\pi_{q,eff} = -61,9 \cdot 10^{-5} \text{ mm}^2/\text{N}$.

Zusammenfassen der Kennwerte

Mit dem Prozess nach Anhang B sind somit piezoresistive Flächenwiderstände von $434,52 \Omega/\square$, piezoresistive Koeffizienten $\pi_{l,eff} \approx 68,0 \cdot 10^{-5}/\text{MPa}$ und $\pi_{q,eff} \approx -61,9 \cdot 10^{-5}/\text{MPa}$ zu erwarten. Der minimale Abstand der Widerstandsgebiete auf der Fertigungsmaske zueinander sollte für das gewählte Temperprofil mindestens $5 \mu\text{m}$, zum Chiprand mindestens $3 \mu\text{m}$ betragen. Im Anhang B sind die Berechnungen für das spezielle Dotierprofil angeführt.

6.3 Zusammenstellung möglicher Realisierungen

Für den Entwurf liegen nun die notwendigen Grundlagen zum mechano-elektrischen Wandler vor. Über die Abgrenzung zu bekannten Silizium-Kraftsensoren erfolgt die Auslegung von zwei neuartigen Mikro-Kraftsensoren. Es werden mechanische Strukturen entwickelt, in die das beschriebene Wandlungsprinzip optimal integriert werden kann.

6.3.1 Struktur bekannter Messelemente

Aus der Literatur sind zwei verschiedene Klassen von Silizium-Mikrokraftsensoren bekannt: Kraftsensoren nach dem Biegebalkenprinzip – *Cantilever-Sensoren* – und Sensoren auf Basis von Biegeplatten – *Boss-Sensoren*.

Die Hauptanwendung von *Cantilever-Sensoren* bilden Tastsonden für Raster-Kraftmikroskope zur Messung von interatomaren Kräften und Auslenkungen im Attonewton- und Ångströmbereich. Hierzu wird ein dünner Cantilever während der Herstellung mit einer Tastspitze versehen. In der Anwendung zum Abtasten eines Höhenprofils wird er parallel über die Oberflächen geführt und die zu messende Kraftkomponente wird senkrecht zur Längsachse des Biegebalkens detektiert. Cantilever-Sensoren sind mechanisch sehr empfindlich und können deshalb, und aufgrund ihres relativ großen Montagebereiches, nicht in Führungsdrähten eingesetzt werden. Es existieren auch Varianten, die eine Messung von Reaktionskräften sowohl in vertikaler als auch lateralen Richtungen gestatten (Abb. 6.6a).

Eine zweite Klasse stellen *Boss-Sensoren* dar. In einer Silizium-Biegeplatte sind piezoresistive Widerstände eindotiert. Eine Krafteinleitung wird über einen Stößel realisiert. Dies führt zu mechanischen Spannungen in der Platte und damit zu Widerstandsänderungen in den Messwiderständen. Boss-Sensoren werden für Antastprozesse in der Koordinatenmesstechnik und zur Vermessung von Mikrostrukturen eingesetzt [25]. Eine Anwendung in der Biomechanik, die vereinzelt erwähnt, aber bislang nicht mit Siliziumsensoren erschlossen wurde, ist die Messung von Kräften in Prothesenstümpfen. Den Stand der Technik von Boss-Sensoren mit den bisher kleinsten Abmessungen und mit gleichzeitig anwendungsorientierten Ergebnissen zeigen BECCAI et al [138, 21] auf. Die Abbildung 6.6 zeigt die unterschiedlichen Typen bekannter Silizium-Mikro-Kraftsensoren als einordnende Klassenübersicht.

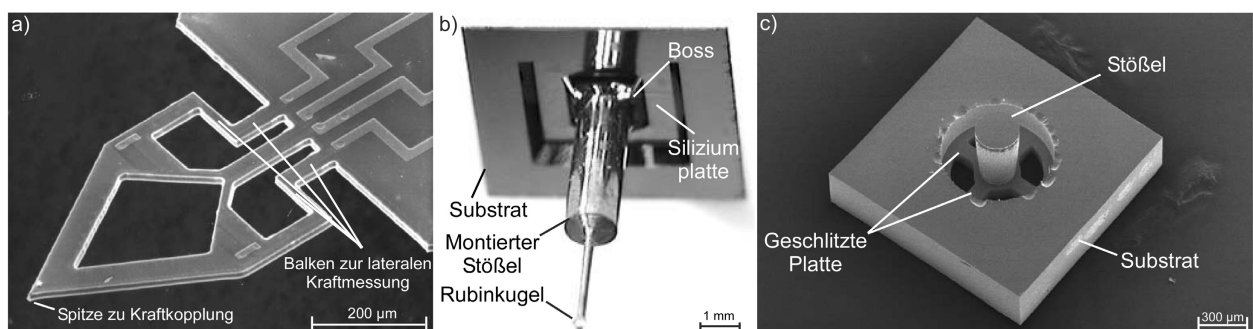


Abb. 6.6: Bekannte Silizium-Mikro-Kraftsensoren.

a) *Cantilever-Sensor für Rasterkraftmikroskopie zur Kraftmessung in drei Raumrichtungen [52], b) Boss-Sensor zur Drei-Komponenten-Kraftmessung in der Koordinatenmesstechnik [25], c) Mikro-Boss-Sensor zur Kontaktkraftmessung in drei Raumrichtungen für biomechanische Anwendungen [21].*

6.3.2 Ableitung günstiger Konstruktionskriterien

Die Integration am Führungsdraht wird durch eine Ausrichtung der Kontaktflächen in axialer Richtung wesentlich erleichtert. Damit unterscheiden sich die neuartigen Messelemente beispielsweise von Boss-/Membranstrukturen, die in der Regel in der Querebene kontaktiert werden. Der Platz zur Integration des elektrischen Anschlussfeldes ist bei diesen Varianten

auf den Durchmesser des Führungsdrahtes begrenzt. Ein Anschluss von mehr als drei Miniaturdrähten auf der Querebene ist bei der Anwendung im Führungsdraht nach dem gegenwärtigen Stand der Technik praktisch nicht möglich (vgl. Kap. 8). Eine weitere Anforderung ist eine möglichst steife Struktur des Verformungskörpers. Damit soll eine Nullpunktdrift, die durch die nicht vollständig angepasste thermische Ausdehnung des Gehäusungswerkstoffs hervorgerufen wird, minimiert werden. Weiterhin werden hierdurch aus dem Kunststoff resultierende Hystereseeffekte vermieden.

Zur Sicherung der geforderten Miniaturisierung ergeben sich folgende vorteilhafte strukturelle Eigenschaften der Elemente als Konstruktions-Kriterien:

- A Da bei den geforderten Abmessungen eine Entkopplung der Wirkung verschiedener Kraftkomponenten sehr schwierig ist, andererseits aus der Verkopplung eine inhomogene Empfindlichkeitsverteilung der Kraftsignale resultiert, sollen alle Kraftkomponenten erfasst und die Empfindlichkeiten in der Signalverarbeitung normiert werden. Dies wird insgesamt als einfacher eingeschätzt, als mechanisch entkoppelte Strukturen zu entwickeln.
- B Die Kontaktierungsebene soll in Längsrichtung zur Einbaurichtung ausgerichtet sein, um den Anschluss der elektrischen Leiter zu vereinfachen.
- C Das Messelement soll bei gegebener Empfindlichkeit möglichst steif ausgelegt werden, um die mechanische Rückwirkung des Packagings durch Verguss mit im Vergleich zu Silizium weicherem Polymer zu minimieren.
- D Die mechanische Struktur in Kombination mit der Verschaltung der Widerstände soll besonders die Erfassung der axialen Kraftkomponente mit hoher Genauigkeit ermöglichen.
- E Wünschenswert ist die einfache Integration der Messelemente in Führungsdrähte durch mechanische Ausrichte- und Montageelemente.
- F Der Anschluss soll mit einer minimalen Anzahl elektrischer Leiter möglich sein.
- G Zur Sicherung einer stabilen Messelementbefestigung soll eine formschlüssige Verklebung des hinteren Messelementbereichs am Führungsdraht ermöglicht werden.

Diese Kriterien führen zu den folgenden Entwürfen.

6.3.3 Ableitung und Auswahl der Messelement-Vorzugsvarianten

Auf Basis dieser Konstruktions-Randbedingungen zeigt sich für Boss-Sensoren die Schwierigkeit der Kontaktierung in der Querebene zum Führungsdraht, wodurch die Miniaturisierbarkeit aufgrund der elektrischen Anschlussdrähte erschwert wird. Das Kriterium B der Aufzählung nach Abschnitt 6.3.2 ist somit nicht erfüllt.

Cantilever-Sensoren weisen diesen Nachteil nicht auf. Allerdings sind derzeitige Cantilever wegen ihrer mechanisch sehr empfindlichen Struktur nicht für die Anwendung in der Führungsdrahtspitze geeignet.

Eine Möglichkeit den Nachteil der mechanischen Instabilität zu umgehen, besteht darin, die Cantileverstruktur in alle Raumrichtungen „biegeweich“ zu gestalten und in einem Verformungskörper einzubetten, der die Kräfte aufnimmt und als Dehnungen an den Cantilever überträgt. Die Abbildung 6.7a zeigt einen über Vorbiegung durch intrinsische Spannungen in alle Richtungen nachgiebig gestalteten Sensor mit mehreren „Tastbalken“ in einem Polymerverguss. Problematisch an dieser Realisierung ist die Verbindung der biegeweichen Struktur mit Polymer, welches als Verformungskörper dienen muss. Dabei werden die hohen Polymer-Dehnungen aufgrund der Krafteinleitung und dem hohen thermischen Ausdehnungskoeffizienten des Kunststoffs direkt auf die weiche Siliziumstruktur gekoppelt. Hierdurch entstehen Stabilitätsprobleme im Messsignal und in der mechanischen Struktur. Das Messelement ist nicht steif genug (Kriterium C).

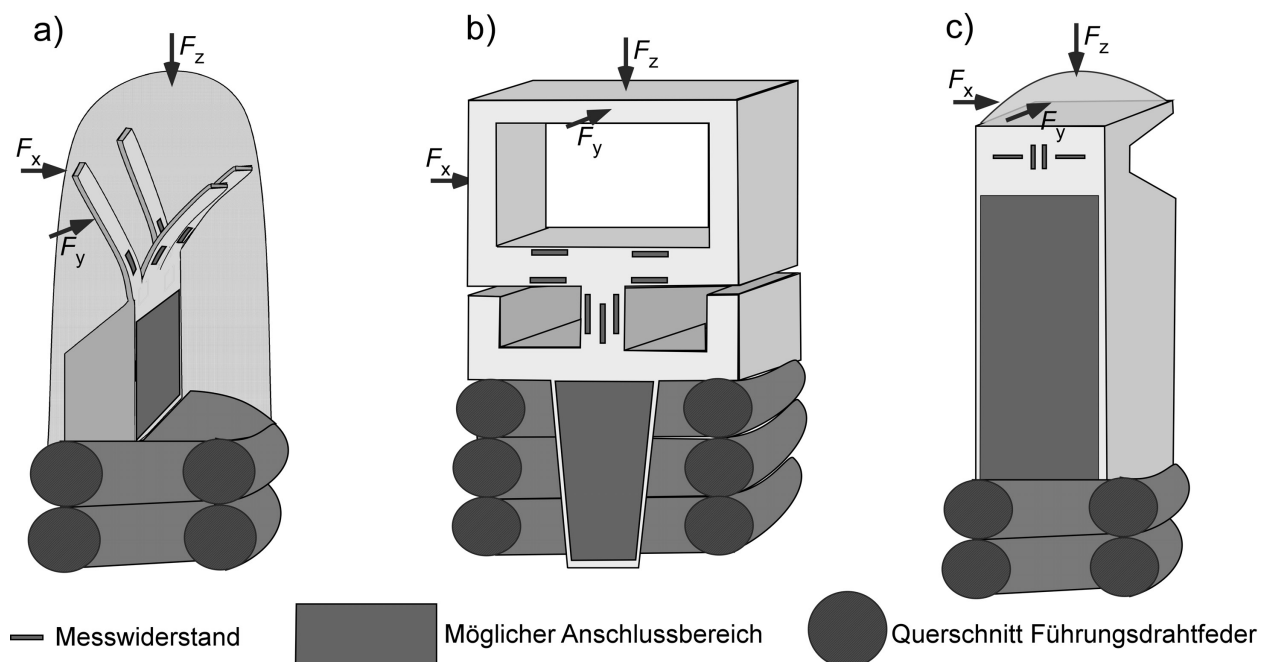


Abb. 6.7: Verschiedene Konzepte zum Aufbau der Mikrosensoren.

a) Cantilever mit vorgebogenen, biegeweichen Tastbalken, b) Symmetrisches Messelement mit drei relativ steifen Biegebalken (ME2) zur Fertigung in Trockenätztechnik, c) asymmetrisches Messelement (ME1).

Besondere konstruktive Freiheiten ermöglicht die Anwendung der Trockenätztechnik in der Fertigung. Die Abbildung 6.7b zeigt einen Entwurf mit drei separaten Biegebalken, mit denen Kräfte in allen Raumrichtungen gemessen werden können. Durch die Anwendung der Trockenätztechnik lassen sich weitere Strukturelemente integrieren. Dies sind z. B. ein Montageanschlag und Einzugsschrägen zum einfachen Befestigen des Elementes im Führungsdraht (Kriterium E), einen Überlastschutz und eine frei strukturierbare Kopfform zum Durchdringen von Verengungen im Gefäßverlauf. Das Element kann vollständig mit dem Fußbereich in die Führungsdrahtfeder eingebracht werden. Es weist eine relativ steife Struktur auf und kann deshalb mit Polymer gehäust werden (Kriterium B).

Eine Möglichkeit zur Herstellung eines Messelements mittels anisotroper Nassätztechnik

stellt das Element nach Abb. 6.7c dar. Eine Krafteinkopplung in die Spitze führt aufgrund der Asymmetrie zu einer Biegebelastung und zu mechanischen Spannungen in der Biegeplatte. Seitlich im Kopfbereich angreifende Kräfte erzeugen aufgrund der mit der Entfernung zur Krafteinkoppelstelle ansteigenden Biegemomente auch im unteren Teil des Substrates messbare mechanische Spannungen. Auch mit diesem Element kann deshalb eine an der oberen Fläche angreifende Kraft in drei Raumrichtungen und Betrag prinzipiell aufgelöst werden.

Damit erfüllen die Elemente b und c die weiteren Anforderungen nach Abschnitt 6.3.2. Die vielseitigste Gestaltungsmöglichkeit bietet das Messelement nach b. Die technologisch einfachste Variante stellt Messelement c dar.

Daher konzentriert sich der Entwurf und die Fertigung der Elemente auf die Varianten b und c. Die Ausarbeitung der Entwürfe soll mit dem technologisch einfacher zu realisierenden Messelement mit asymmetrischem Verformungskörper (ME1) nach Abb. 6.7c begonnen werden. Es wird sich im Besonderen auf die Auflösung der wichtigeren axialen Kraftkomponente F_z konzentriert.

6.4 Modellannahmen zum analytischen Ansatz

Im Folgenden werden für die zwei Vorzugsvarianten die kraftabhängigen mechanischen Spannungen im Siliziummaterial berechnet. Über Gl. (6.6) erfolgt dann die Berechnung der piezoresistiven Widerstandsänderungen, um diese gezielt zu dimensionieren. Es soll hierfür die Biegetheorie nach Bernoulli verwendet werden, für die folgende Annahmen gelten [130]:

- Die Balkenquerschnitte stehen senkrecht zur neutralen Ebene, i. d. R. der Mittelachse (es tritt keine Schubabsenkung auf),
- Die Auslenkungen sind klein, so dass die Krafteinkopplung bei Verformung Ihre Richtung zur Oberfläche beibehält und die projizierten Längenänderungen vernachlässigbar klein sind.

Diese Randbedingungen gelten für lange schmale Balken mit einem Länge-Höhe-Verhältnis $l : h > 5 : 1$ und sind für breite Platten nur bedingt erfüllt. Die Biegetheorie soll aus folgenden Gründen trotzdem angewendet werden:

- Die Zielgrößen der Berechnung sind die mechanischen Normalspannungen an der Oberfläche. Schubspannungen, die in dickeren Konstruktionselementen auftreten, bewirken keine Widerstandsänderung in der gewählten Widerstandsausrichtung (Gl. (6.5) und Einsetzen in Gl. (6.4)). Schubspannungen treten weiterhin an den gewählten Positionen an der Oberfläche praktisch nicht auf. Die bei der Berechnung von Verformungen relevante Schubabsenkung spielt bei der Berechnung der Normalspannungen praktisch keine Rolle.

Tabelle 6.3: Eigenschaften der Grundvarianten nach Abb. 6.7 im Vergleich mit den Kriterien nach Abschnitt 6.3.2.

| KRITERIUM | MODELL A | MODELL B | MODELL C |
|------------------------------|------------|----------------------------------|---|
| A: Mehrkomponenten-Messung | ✓ | ✓ | ✓ |
| B: Kontakte längs | ✓ | ✓ | ✓ |
| C: Hohe Steifigkeit | ✗ | ✓ | ✓ |
| D: Axiale Komponente | ✓ | ✓ | ✓ |
| E: Montageanschlüsse | ✗ | ✓ | ✗ |
| F: Wenige Leiter | ✗ | ✓ | ✓ |
| G: Formschlüssige Verklebung | ✗ | ✓ | ✗ |
| Bemerkung | „zu weich“ | Technologie muss getestet werden | Asymmetrisch, einfache Herstellung, minimaler Platzbedarf |

- Breite Platten haben eine verringerte Querkontraktion als schmale Balken, weshalb Querspannungen auftreten. Diese können in der Berechnung durch eine Versteifung berücksichtigt werden. Die ausgewählte $\{100\}$ -Oberflächenorientierung mit Ausrichtung der mechanischen Elemente in $\langle 110 \rangle$ -Richtungen bewirkt eine besonders kleine Querkontraktion von $\nu = 0,068$, wodurch die Annahme der Balkentheorie weiterhin gültig bleibt.
- Einspannungseffekte haben einen starken Einfluss auf die Normalspannungen in Querrichtung der Platte, z. B. am Übergang von dicken Substratbereichen auf eine dünne Biegeplatte. Dies ist auch mit alternativen analytischen Ansätzen für kontinuierliche Strukturen nur schwer zu berechnen und wird durch die anschließende FEM-Simulation abgedeckt. Auch in diesem Fall bewirkt die kleine Querkontraktionszahl eine besondere Verringerung dieser Effekte.

Durch die Verwendung von Silizium mit einem hohen Elastizitätsmodul von 169 GPa sind nur äußerst geringe, als lineare zu behandelnde Auslenkungen zu erwarten. Aufgrund der kleinen Querkontraktionszahl ist die Anwendung der Balkentheorie auch für einseitig eingespannte Platten möglich. Zur Berechnung von mechanischen Auslenkungen ist die Steifigkeit einer voll eingespannten Platte im Gegensatz zu einem zweiseitig eingespannten Balken nur um 0,5 % erhöht⁵ [91].

Weiterhin gilt für symmetrische Querschnitte, wie sie im Folgenden entworfen werden, die Gültigkeit der Superposition einzelner durch Kräfte erzeugter mechanischer Spannungszustände. Der Fall der „schiefen Biegung“ bei unsymmetrischen Querschnitten tritt bei den gewählten Strukturen nicht auf⁶, es können die Lasten nacheinander angetragen und ihre Wirkungen addiert werden. Zur Vordimensionierung und zur Ableitung der wichtigsten

⁵Das erhöhte Ersatz-E-Modul E^* berechnet sich zu $E^* = E/(1 - \mu)^2 = 1,0046$.

⁶Beim Messelement 1 entsteht aufgrund des unsymmetrischen Kopfbereichs nach Abschnitt 6.5.1 bezüglich der Biegeplatte bei Krafteinkopplung F_y eine weitere Last, ein Moment M_z , welche analytisch nicht hergeleitet wird, deren Wirkung aber Eingang in die mittels FEM ermittelten Koeffizienten findet und deren Wirkung aufgrund der symmetrischen Querschnitte superponiert werden darf.

Einflussparameter ist die Theorie damit geeignet.

6.4.1 Randbedingungen

Für den folgenden Entwurf müssen quantitative Randbedingungen festgelegt werden. Die Abmessungen sind mit maximal $0,25 \cdot 0,25 \cdot 1 \text{ mm}^3$ und die Nennlast mit 100 mN in Tabelle 4.3 fixiert. Es müssen noch die Zielgrößen bezüglich der piezoresistiven Widerstandsänderungen festgelegt werden. Zur rausch- und driftarmen Messung sind hohe Widerstandsänderungen wünschenswert. Diese sind aber wiederum mit hohen mechanischen Spannungen und hoher Nichtlinearität gekoppelt [86]. Es werden deshalb mechanische Zielspannungen von 50 N/mm^2 an den Widerständen angestrebt. Hierdurch sind nach Gl. (6.6) Widerstandsänderungen von 3 % zu erwarten. Der Linearitätsfehler bleibt unter 3 %. Für die mechanische Überlastfestigkeit gilt $F_{\max} > 6 \cdot F_N$, sofern die maximale mechanische Spannung an den Messwiderständen auftritt [91].

6.5 Ausarbeitung Messelement 1

Das Messelement 1 mit asymmetrischem Grundkörper nach Abb. 6.7d ist aufgrund der Verwendung von nasschemischer Ätztechnik zu Beginn technologisch einfacher zu realisieren. Es weist funktionsbedingt eine Asymmetrie auf, die eine verkoppelte Hebelstruktur darstellt. Diese führt bei Belastung aus verschiedenen Richtungen jeweils zu einer Verbiegung der Messplatte und damit zu mechanischen Spannungen, die wiederum mittels piezoresistiver Widerstände gemessen werden.

6.5.1 Funktionsbeschreibung und analytische Berechnung

Das Messelement 1 (ME1) wird vorerst axial belastet. Es stellt sich ein Normalspannungszustand T_{zz} ein. Diese Druckspannung T_{zz} wird von einer Biegespannung aufgrund eines Moments durch die außermittige Krafteinkopplung überlagert und überkompensiert, so dass sich an der Chipaußenseite Zugspannungen in axialer z -Richtung ausbilden. Diese Zugspannungen können durch die eindotierten piezoresistiven Widerstände gemessen werden.

Aufgrund der kleinen Abmessungen der Führungsdrahtspitze wird davon ausgegangen, dass eine Kraft F_z immer auf eine Fläche A_K (Abb. 6.8) als Flächenlast wirkt. Es werden sowohl für den folgenden analytischen Ansatz als auch für FEM-Simulationen die Kräfte F_z , F_x , und F_y als verteilte Flächenlasten an der Kopffläche A_K angesetzt.

Die durch die Kraft F_z hervorgerufene Druckspannung T_{zz} ergibt sich mit der Querschnittsfläche A_{P1} der Messplatte zu

$$T_{zz} = -\frac{F_z}{A_{P1}} = -\frac{F_z}{b_{\text{Chip}} \cdot d_{P1}} \quad , \quad (6.12)$$

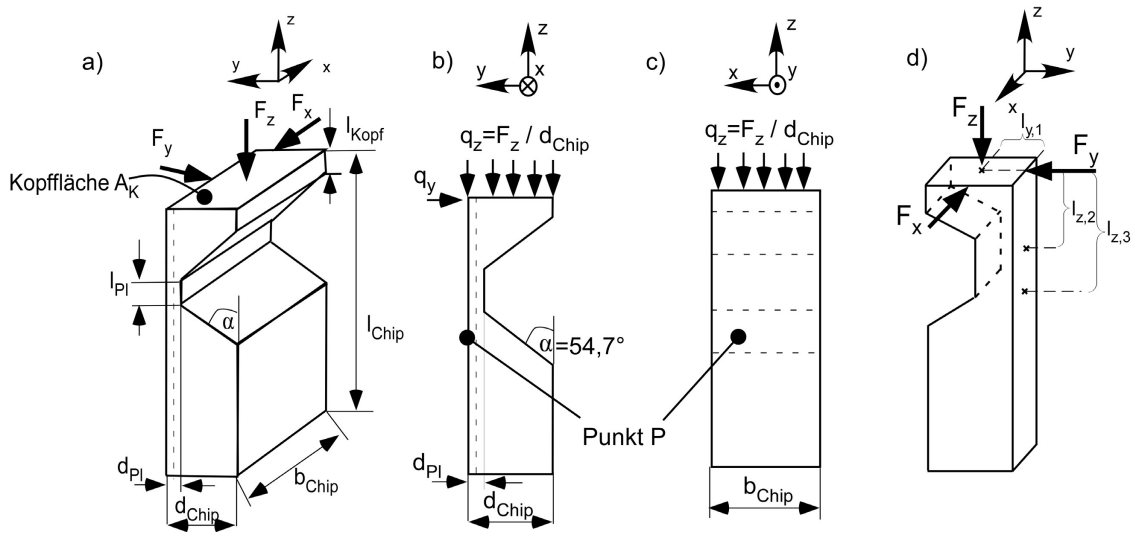


Abb. 6.8: Kräftebilanz am Messelement 1.

(a) geometrische Größen in 3D-Darstellung, b) prinzipieller Aufbau mit Lastangriff, Ansicht der Seite, c) Draufsicht auf die Platte, d) Darstellung der Hebelverhältnisse.

wobei die Plattenbreite b_{Pl} gleich der Chipbreite b_{Chip} ist. Zur Berechnung der Zugspannung aus dem Biegeanteil wird das angreifende Moment verwendet. Es ergibt sich die an der Kopfplatte wirkende Linienlast q_z zu

$$q_z = \frac{F_z}{d_{Chip}} \quad (6.13)$$

Durch Integration der Flächenlast q_z über die Chipdicke d_{Chip} ergibt sich mit der Plattenmitte als neutrale Bezugsebene folgendes Biegemoment M_z an der Platte:

$$\begin{aligned} M_x &= \int_{d_{Chip}} q_z s \, ds \\ &= \int_{-\frac{d_{Pl}}{2}}^0 q_z s \, ds + \int_0^{\frac{d_{Pl}}{2}} q_z s \, ds + \int_{\frac{d_{Pl}}{2}}^{d_{Chip}-\frac{d_{Pl}}{2}} q_z s \, ds \\ &= \frac{d_{Chip} - d_{Pl}}{2} F_z \end{aligned} \quad (6.14) \quad (6.15)$$

Hierbei trägt der Anteil der Flächenlast zwischen 0 bis d_{Pl} einmal mit einem positiven und einmal mit einem negativen Anteil zum Gesamtmoment bei und wird somit kompensiert. Bestimmend für die Funktion des Messelementes ist das resultierende Moment M_x , welches aufgrund des konstanten Hebelarms $l_{y,1}$ für alle Positionen über der gesamten Messelementlänge konstant ist. Die Ersatzdarstellung der Flächenlast durch eine konzentrierte Punktlast F_z und bei konstantem Hebelarm $l_{y,1}$ verdeutlicht dies (Abb. 6.8d). Diese Eigenschaft wird im Folgenden die Unterscheidung einzelner Kraftkomponenten ermöglichen.

Die aus dem Biegemoment resultierende mechanische Spannung ist linear über den Plattenquerschnitt verteilt und erreicht an der Oberseite die maximale Zugspannung (positives Vorzeichen), auf der Innenseite in der Ätzgrube die maximale Druckspannung mit negativem Vorzeichen. Mit dem axialen Flächenträgheitsmoment I_x

$$I_x = \frac{b_{\text{Chip}} \cdot d_{\text{pl}}^3}{12} \quad (6.16)$$

berechnet sich die mechanische Spannung T_{zz} in Plattenlängsrichtung aus dem Biegemoment M_x mit dem Abstand $d_{\text{Pl}}/2$ der Oberfläche zur neutralen Ebene⁷ zu

$$T_{zz} = \frac{M_x}{I_x} \cdot \frac{d_{\text{Pl}}}{2} . \quad (6.17)$$

Die resultierende mechanische Spannung in z -Richtung an der Plattenoberseite ergibt aus der Überlagerung der Zugspannung aus der Biegebelastung (Gl. (6.17)) abzüglich der Druckspannungen aus der axialen Stauchung der Platte (Gl. (6.12)) zu

$$T_{zz} = \frac{M_x \cdot \frac{d_{\text{Pl}}}{2}}{I_x} - \frac{F_z}{A} = \frac{3d_{\text{Chip}} - 4d_{\text{Pl}}}{b_{\text{Chip}} \cdot d_{\text{Pl}}^2} \cdot F_z . \quad (6.18)$$

Für den Entwurf des Messelementes ist der am günstigsten zu variierende Parameter die Plattendicke, da die äußeren Abmessungen durch die Außenabmessungen des Führungsdrahtes weitgehend festgelegt sind. Die Plattendicke d_{Pl} ergibt sich mit der Zielgröße der mechanischen Spannung durch Auflösen von Gl. (6.18) zu

$$d_{\text{Pl},1,2} = \frac{-2 \pm \sqrt{4 + 3d_{\text{Chip}} \cdot \frac{T_{zz}}{F_z} \cdot b_{\text{Chip}}}}{T_{zz} \cdot b_{\text{Chip}}} \cdot F_z . \quad (6.19)$$

Es ergeben sich zwei Lösungen für die gewünschte Plattendicke, wobei eine Lösung für die mechanische Spannung an der Platteninnenseite in der Ätzgrube und die zweite für die Plattenaußenseite gilt. Für die gesuchte Plattendicke bei einer gewünschten mechanischen Spannung an der Plattenaußenseite, in der die piezoresistiven Widerstände integriert werden können, gilt

$$d_{\text{Pl},\text{Oberseite}} = \frac{-2 + \sqrt{4 + 3d_{\text{Chip}} \cdot \frac{T_{zz}}{F_z} \cdot b_{\text{Chip}}}}{T_{zz} \cdot b_{\text{Chip}}} \cdot F_z . \quad (6.20)$$

Um die Plattendicke berechnen zu können, müssen die weiteren Abmessungen des Grundkörpers bekannt sein.

⁷Es wird hier der reine Biegezustand berechnet und erst nachfolgend mit der Druckspannung superponiert, deshalb liegt die neutrale Ebene für diese Betrachtung in der Plattenmitte.

Festlegen der Abmessungen des Grundkörpers

Für die Integration in den Führungsdraht wird für das Messelement eine Chipbreite und eine Chipdicke von jeweils 0,2 mm gewählt (Abb. 6.9). Diese Abmessungen sind ein Kompromiss zwischen Momententstehung durch den verfügbaren Hebelarm aufgrund der Chipbreite sowie der verfügbaren Plattendicke. Die Kontaktierung mittels Bonddrähten ist möglich, ohne dass Drähte seitlich über den Führungsdraht hinausragen müssen (vgl. Abb. 6.9). Allerdings kann der Fuß des Messelementes nicht in das Innere des Führungsdrahtes integriert werden, sondern das Element muss außerhalb des Drahtes an der Spitze befestigt werden. Dies erschwert die Montage.

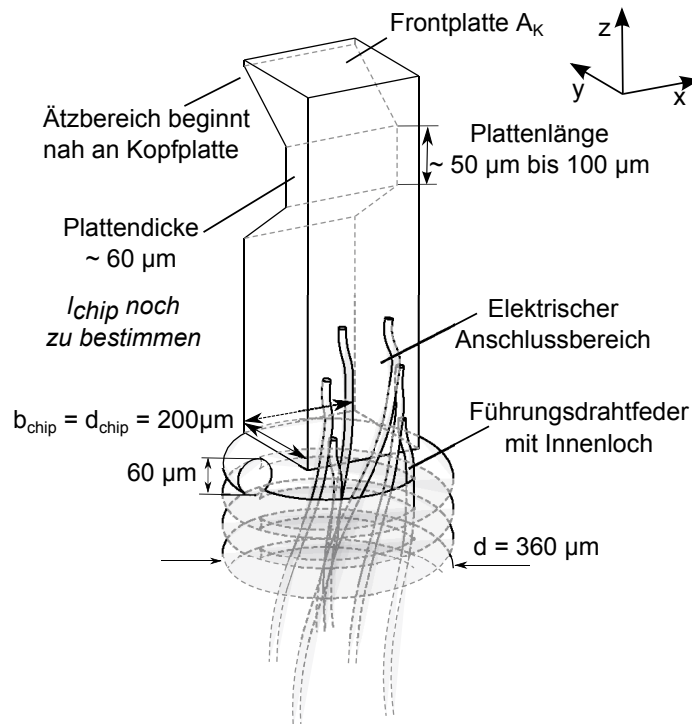


Abb. 6.9: In die Führungsdrahtspitze integriertes Messelement, mechanischer Teil.

Als Zielgröße der mechanischen Spannung bei Nennkraft in axialer Richtung wird ein Wert von 50 N/mm^2 festgelegt. Dies lässt Linearitätsfehler $F_{\text{Lin}} < 2\%$ [65] sowie eine ausreichende Widerstandsänderung von ca. 3 % (Abschnitt 6.2) erwarten. Für diese Zielgröße ergibt sich bei den gegebenen Abmessungen nach Gl. (6.20) eine Plattendicke d_{Pl} von

$$d_{\text{Pl, Außenseite}} = \frac{-2 + \sqrt{4 + 3 \cdot 0,2 \text{ mm} \cdot \frac{50 \text{ N/mm}^2}{0,1 \text{ N}} \cdot 0,2 \text{ mm}}}{50 \text{ N/mm}^2 \cdot 0,2 \text{ mm}} \cdot 0,1 \text{ N} = -60 \mu\text{m} . \quad (6.21)$$

Hierbei kennzeichnet das negative Vorzeichen die Lage der Spannungen auf der Chipaußenseite. Die Position der Platte wird aufgrund der Forderung nach einer gleichmäßigen Empfindlichkeit für aus verschiedenen Richtungen angreifende Kräfte – kritisch sind hier vor allem zu hohe Kräfte aus y -Richtung – möglichst nah am Kraftangriffspunkt, also möglichst nah an der Spitze, platziert.

6.5.2 Dimensionierung durch FEM-Simulationen

Im Folgenden soll das analytisch gewonnene Modell mit numerischen Berechnungen durch Simulationen mit der Finite-Elemente-Methode (*FEM*) verfeinert werden. Hierdurch sind die mechanischen Spannungen im Messelement ermittelbar. Die variierende Dicke und der Einfluss der Querkontraktion des Materials werden berücksichtigt. Weiterhin können durch eine besonders feine Diskretisierung des Rechengitters auch mechanische Spannungsüberhöhungen an Strukturkanten berechnet und somit Schwachstellen identifiziert und berechnet werden.

Durch Verkopplung der mechanischen Spannungskomponenten mit piezoresistiven Koeffizienten nach Gl. (6.6) sind Werte für die piezoresistive Widerstandsänderung berechenbar und Widerstandsanordnungen können optimiert werden. Die angegebenen Widerstandsänderungen gelten für lange schmale Widerstände. Im Simulationsmodell (ANSYS) werden Pfade auf der Messelementoberfläche definiert, die einer Widerstandslage entsprechen. Für jeweils 400 Punkte werden die mechanischen Längs- (T_{zz}) und Querspannungen (T_{xx}) berechnet. Aus den mechanischen Spannungen werden die punktuellen Widerstandsänderungen nach Gl. (6.6) berechnet (Abb. 6.10). Durch Mittelung über die gesamte Widerstandslänge ergibt sich die Widerstandsänderung jedes Gesamtwiderstandes. Sehr einfach lässt sich Gl. (6.6) auch auf alle errechneten Knotenspannungen anwenden, wodurch die punktuellen Widerstandsänderungen auf dem Messelement in Falschfarbendarstellung ermöglicht wird und optimale Positionen zur Widerstandspositionierung sichtbar werden.

Für die von der Ausführung der Dotierung abhängigen Beträge der piezoresistiven Koeffizienten werden die in Abschnitt 6.1 berechneten Werte verwendet. Für die Simulation wird, wie auch bei der analytischen Betrachtung, die idealisierte Annahme getroffen, dass die Last nur an der Kopffläche A_K angreift.

Festlegen der Plattendicke

Die Tabelle 6.4 zeigt den Vergleich der nach Gl. (6.18) berechneten mechanischen Spannung und den Ergebnissen der FEM-Simulation.

Tabelle 6.4: Vergleich der Ergebnisse der analytischen und der numerischen Berechnung.

| PLATTENDICKE [μm] | MAXIMALE AXIALE SPANNUNG ANALYTISCH [N/mm^2] | MAXIMALE AXIALE SPANNUNG NUMERISCH [N/mm^2] | ABWEICHUNG [%] |
|-----------------------------------|--|---|-------------------|
| 50 | 80 | 102,0 | 21,5 |
| 60 | 50 | 65,3 | 23,4 |
| 68 | 35,5 | 50,0 | 25,3 |
| 75 | 26,7 | 36,6 | 27,0 |
| 100 | 10 | 15,5 | 35,4 |

Aufgrund der dickeren Bereiche am Plattenanfang und am Plattenende werden trotz der geringen Querkontraktionszahl Abweichungen im Bereich von 25 % von analytischer zu numerischer Berechnung [130] festgestellt. Auch nimmt die Abweichung in Richtung höherer Plattendicken zu. Für die Plattendicke wird ein numerisch berechneter Wert von $68\text{ }\mu\text{m}$ mit Rücksicht auf gute Handhabbarkeit und hohe Überlastfestigkeit des Messelementes zur Erzielung der Zielspannung von 50 N/mm^2 festgelegt.

Berechnung der relativen Widerstandsänderung

Die Widerstandsänderung für längs ausgerichtete Widerstände an der Chipoberseite bei Nennbelastung von 100 mN aus z -Richtung für die ausgewählte Plattendicke von $68\text{ }\mu\text{m}$ zeigt Abb. 6.10. Für quer angeordnete Widerstände ergeben sich ähnliche Beträge bei umgekehrtem Vorzeichen.

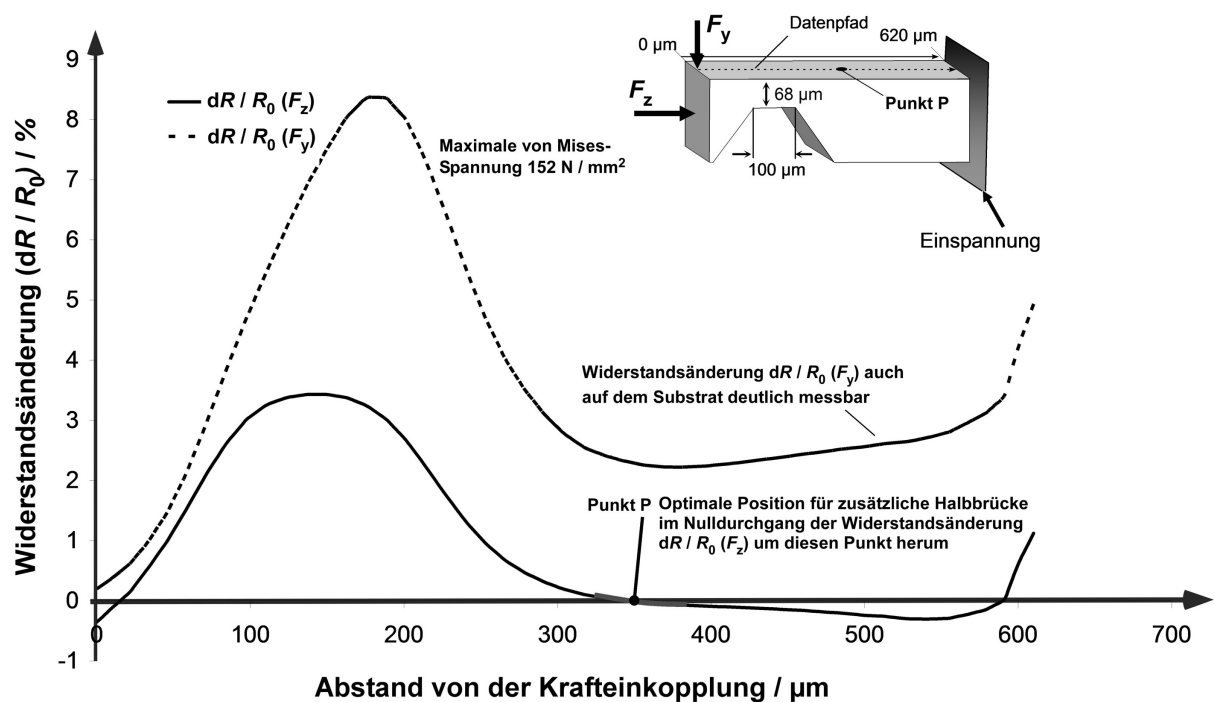


Abb. 6.10: Punktuelle Widerstandsänderung eines längs orientierten Widerstands bei Kraftbelastung aus z - und y -Richtung bei Nennlast.

Bei realen Widerständen muss die Widerstandsänderung über die Widerstandslänge integriert werden. Für maximale Unabhängigkeit der zu messenden Kraftrichtungen kann eine zusätzliche Widerstandsanordnung um den Punkt P herum vorgesehen werden.

Bedingung zur Messung der Krafrichtung

Durch seitliche Krafteinkopplung aus y -Richtung wird das Messelement gebogen und es entstehen auch in diesem Fall mechanische Spannungen in axialer Richtung T_{zz} in der Platten-

oberseite. Diese Biegespannungen nehmen aufgrund des mit dem Abstand zur Krafteinkopplung steigenden Hebelarms l_y (Abb. 6.8d) linear mit dem Abstand von der Krafteinkopplung zu und lassen sich durch Ermittlung ihrer örtlichen Verteilung von den Spannungen durch axial eingeleitete Kräfte unterscheiden. Hierzu kann beispielsweise die axiale Spannung an zwei Punkten bestimmt werden, wobei die mechanische Differenzspannungen von zwei in Längsrichtung verteilten Punkten ein Maß für die seitliche Krafteinkopplung F_y darstellt. Die Abbildung 6.10 zeigt die Widerstandsänderung an der Elementoberfläche über der Chiplänge bei einer axialen Krafteinleitung aus z -Richtung sowie bei einer seitlichen Krafteinleitung aus y -Richtung. In dem Punkt P hat die mechanische Spannung, die durch Kräfte aus z -Richtung entsteht, einen Nulldurchgang, der aus dem Vorzeichenunterschied der Druckbelastung mit negativen Vorzeichen und der Zugspannung durch Biegebelastung hervorgerufen wird, vgl. Gl. (6.18). Die mechanische Spannung in y -Richtung hat in Punkt P hingegen eine deutlich detektierbare Größe. Mit Widerstandsanordnungen um den Punkt P herum lassen sich somit die Kraftkomponente F_y mit maximaler Unabhängigkeit von der Kraftkomponente F_z bestimmen.

Durch Auswertung von axial ausgerichteten Widerständen an der seitlichen Messelementkante lassen sich auch Biegespannungskomponenten durch Kräfte aus x -Richtung detektieren. Ihre Änderungen sind für Widerstände an der linken und rechten Messelementkante gegenläufig. Zur Berechnung der mechanischen Spannung kann hier ebenso die Struktur von Gl. (6.17) herangezogen werden, wobei der Abstand der Widerstände von der Messelementkante einbezogen werden muss. Aufgrund der asymmetrischen Kopfstruktur muss für exakte Berechnungen zusätzlich das Moment M_z betrachtet werden. In den Ergebnissen in Abschnitt 6.5.4 ist es berücksichtigt.

Die Widerstände zur Detektion von Kräften aus x -Richtung können in der Platte oder aufgrund des Hebelarms l_x unten auf dem dickeren Substrat integriert werden.

Festlegen der Widerstandsanordnung

Zur Ermittlung der Eigenschaften werden verschiedene Widerstandsanordnungen untersucht. Der einfachste Aufbau besteht aus einer vollständigen Wheatstone-Brücke (Variante 1). Die Widerstands- und Leiterbahnstrukturen werden zur Reduktion des Fertigungsrisikos mit einem Mindestabstand von 50 μm zur Sägekante platziert. Dieses Messelement besitzt vier Bondkontakte zum Anschluss der Widerstände und einen Substratkontakt. Der Grundkörper weist eine Länge von 0,62 mm auf. Das Messelement ist in Abb. 6.11a dargestellt.

Eine weitere Ausführung (Variante 2, siehe Abb. 6.11b) weist neben der Wheatstone-Brücke zusätzlich einen elektrischen Spannungsteiler auf, dessen Ausgangssignal es ermöglicht, zwischen mechanischer Biegespannung aus axialer (F_z) und seitlicher (F_y) Krafteinkopplung zu unterscheiden. Die senkrechten Brückenwiderstände sind zur Messung von Kräften aus x -Richtung nah an der Chip-Außenkante platziert. Aufgrund der notwendigen sechs Anschlüsse wird hier kein Substratkontakt vorgesehen.

Die Widerstände werden auf maximalen Grundwiderstand und somit minimale Breite der verfügbaren Technologie ausgelegt. Dadurch wird der relative Einfluss der Widerstandsän-

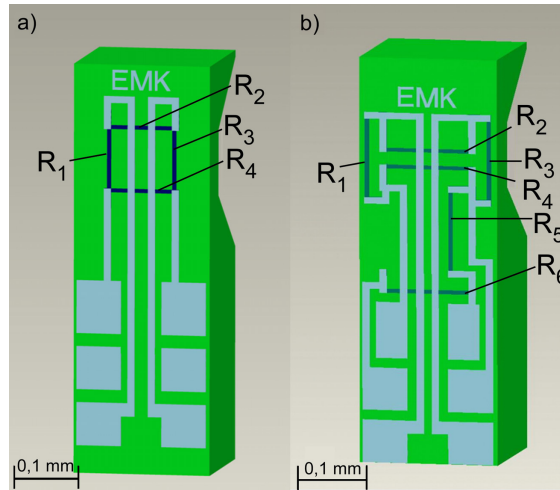


Abb. 6.11: Widerstandsanordnung für Messelement Typ 1.

a) Variante 1 mit Wheatstone-Vollbrücke, Messwiderstände weisen einen Abstand von $d > 49 \mu\text{m}$ zur Sägekante auf, b) Variante 2 mit Vollbrücke mit nah an der Messelementkante platzierter Längswiderstände zur Erzielung hoher Empfindlichkeit für seitliche Kräfte F_x sowie zusätzlichem Spannungsteiler zur Unterscheidung der Kraftkomponenten F_y und F_z .

derung aufgrund unterschiedlicher Erwärmung der Zuleitungen während des Einsatzes des Führungsdrahtes vermindert.

Da die Messung der axialen Kraftkomponente vom Anwender [64] als besonders wichtig eingeschätzt wird, erfolgt die Widerstandsverschaltung zu einer Wheatstone-Brücke, die für die Messung der axialen Kraftkomponente optimiert und geschlossen ausgeführt ist und daher eine hohe Empfindlichkeit sowie Stabilität des Messsignals gewährleistet. Die seitlichen Komponenten sind damit nur bedingt messbar. Hierfür wird in Kap. 9 ein Konzept entwickelt und umgesetzt.

6.5.3 Berechnung der dynamischen Sensoreigenschaften

Zur Abschätzung der dynamischen Eigenschaften wird ein mechanisches Modell des Messelements betrachtet. Die Kopfstruktur bildet mechanisch eine Masse. Die Platte wird als Biegefeder betrachtet. Aus der Biegetheorie nach Bernoulli [130] wird berechnet, dass bei einer frontalen Krafteinleitung von $F_y = 100 \text{ mN}$ der Massenschwerpunkt des Kopfes in y -Richtung, welche die höchste Nachgiebigkeit in den drei Koordinaten-Achsen aufweist, um $59,1 \text{ nm}$ ausgelenkt wird. Es ergibt sich damit eine Nachgiebigkeit $n = 591 \text{ nm/N}$. Mit der Masse des bewegten Messelementkopfes von $8,2 \mu\text{g}$ und einer angenommenen Güte $Q = 20$ ergibt sich nach Gl. (6.22) eine Resonanzfrequenz f_r für das ungehäuste Messelement von $2,29 \text{ MHz}$.

$$f_d = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{1}{mn} - \left(\frac{1}{2 \cdot Q}\right)^2} \approx \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{1}{8,2 \cdot 10^{-9} \text{ kg} \cdot 591 \cdot 10^{-9} \text{ m/N}}} = 2,29 \text{ MHz} \quad (6.22)$$

Die Resonanzfrequenz wird mit der zusätzlichen Masse des Packagings – die in etwa der wirksamen Masse des Messelementkopfes ohne Packaging entspricht – auf etwa 1,6 MHz verringert. Damit wird erwartet, dass die Messelemente die geforderten dynamischen Anforderungen von 1 kHz um mehr als drei Größenordnungen übertreffen.

6.5.4 Gewählte und erwartete Kennwerte des Entwurfs 1

Die Tabelle 6.5 zeigt die gewählten Parameter für den Entwurf.

Tabelle 6.5: Gewählte Werte für Abmessungen und technologische Parameter.

| VARIANTE | V 1 (Abb. 6.11a) | V 2 Abb. 6.11b |
|----------------------------|--|--|
| Abmessungen Grundkörper | $200 \cdot 200 \cdot 620 \mu\text{m}^3$ | $200 \cdot 200 \cdot 620 \mu\text{m}^3$ |
| Plattenlänge | $100 \mu\text{m}$ | $100 \mu\text{m}$ |
| Erste Grundmode | 2,29 MHz | 2,29 MHz |
| Abstand zur Sägekante | $d > 49 \mu\text{m}$ | $d > 8 \mu\text{m}$ |
| Widerstandsbreite | $b_W > 6 \mu\text{m}$ | $b_W > 6 \mu\text{m}$ |
| Effektive Widerstandslänge | $90 \mu\text{m}$ | $120 \mu\text{m}$ |
| Dotierungskonzentration | $2 \cdot 10^{18}/\text{cm}^3$ | $2 \cdot 10^{18}/\text{cm}^3$ |
| Brückengrundwiderstand | $R_0 = R_{\square} \cdot l/b = 436 \Omega \cdot 15 = 6,54 \text{ k}\Omega$ | $R_0 = R_{\square} \cdot l/b = 436 \Omega \cdot 20 = 8,72 \text{ k}\Omega$ |
| Leiterbahnbreite | $6 \mu\text{m}$ | $6 \mu\text{m}$ |
| Anzahl der Bondkontakte | 4 Stk. Brücke, 1 Stk. Substrat, 1 Stk. nicht kontaktiert | 4 Stk. Brücke, 2 Stk. Spannungsteiler |
| Größe der Bondkontakte | mind. $65 \cdot 65 \mu\text{m}^2$ | mind. $50 \cdot 65 \mu\text{m}^2$ |
| Material der Kontakte | Aluminium bondbar, beschichtbar und dann lötbar | Aluminium bondbar, beschichtbar und dann lötbar |
| Speisung mit Konstantstrom | $I_0 = 100 \mu\text{A}$ | $I_0 = 100 \mu\text{A}$ |

Mit den technologischen Parametern nach Tabelle 6.5 können die Eigenschaften des Messelements bestimmt werden. Für die Variante 1, bei der die Widerstände einen minimalen Abstand von $49 \mu\text{m}$ zur Chipkante aufweisen (Abb. 6.12a), ergeben sich für die realisierte Widerstandsverschaltung nach Abb. 6.12b die relativen Widerstandsänderungen in Abb. 6.12c. Die angegebenen Kennwerte basieren auf den durch Simulationen in Abschnitt 6.5.2 berechneten mechanischen Spannungen und den in Abschnitt 6.1 berechneten dotierungsabhängigen piezoresistiven Konstanten. Die Widerstandsänderungen sind durch unabhängige Krafteinkopplungen aus den drei Koordinatenrichtungen für Nennkräfte von 100 mN berechnet.

Die Variante 2 weist einen zusätzlichen elektrischen Spannungsteiler auf. Weiterhin sind die Widerstände zur besseren Detektion seitlicher Kräfte F_x in einem Abstand von $7 \mu\text{m}$ zum Chiprand positioniert. Die Abbildung 6.13 gibt die Widerstandspositionierung (a), die Widerstandsverschaltung (b) und die berechneten relativen Widerstandsänderungen (c)

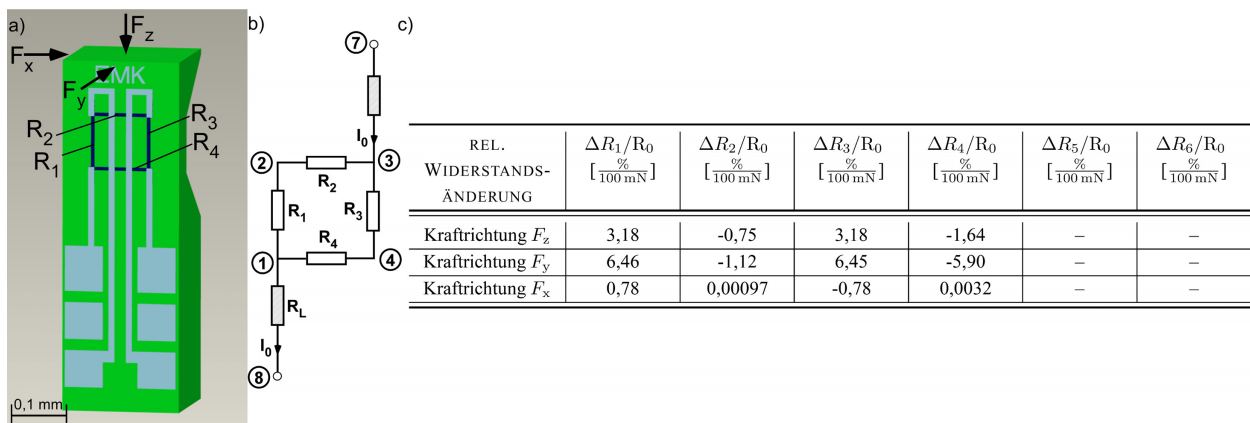


Abb. 6.12: Messelement 1, Variante 1 für minimales Fertigungsrisiko.

a) Designentwurf, b) Verschaltung der Widerstände, c) errechnete relative Widerstandsänderungen bei Nennkraft von 100 mN aus den drei Koordinatenrichtungen.

an. Die Messwiderstände weisen von den Kraftrichtungen unterschiedlich abhängige relative Widerstandsänderungen auf. In Kapitel 9 wird basierend auf der Bestimmung dieser Einzelwiderstandsänderungen ΔR_i die Grundlage zur Kraftvektorberechnung dargelegt.

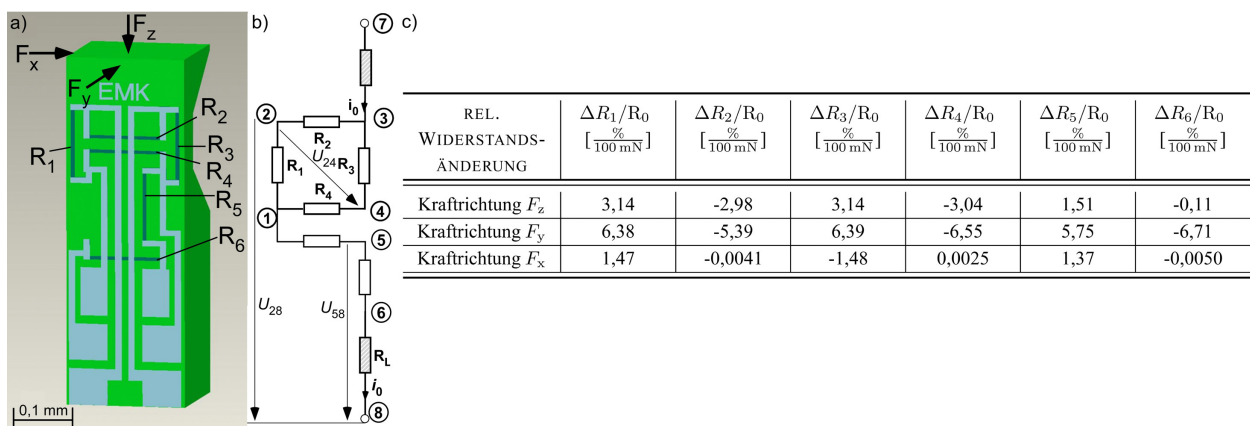


Abb. 6.13: Messelement 1, Variante 2 mit zusätzlichem Spannungsteiler auf dem Substrat und außen liegenden Widerständen zur verbesserten Auflösung des Kraftvektors.

a) Designentwurf, b) Verschaltung der Widerstände mit Spannungspfeilen für Kap. 10, c) errechnete relative Widerstandsänderungen bei Nennkräften von 100 mN aus den drei Koordinatenrichtungen.

In der Tabelle 6.6 sind die aus den Simulationsergebnissen berechneten Krennwerte für eine einfache Brückenauswertung beispielhaft zusammengefasst.

Aus den Entwürfen werden technische Zeichnungen angefertigt. Die ermittelten statischen Kennwerte aus Abb. 6.12 und Abb. 6.13 werden mit den Ergebnissen der dynamischen

Tabelle 6.6: Kennwerte des Messelements 1, V1 und V2.

| SENSORKENNWERTE DES MESSELEMENTS | |
|---|---|
| Nennkraft | 100 mN |
| Überlastfestigkeit | > 2,5-fach |
| Änderung des Einzelwiderstands bei Nennkraft | $\Delta R/R_0 \sim 3\%$ (siehe Abb. 6.12 und 6.13) |
| Ausgangsspanne bei Nennlast (ohne Offset) | $U_{N,V1} = 14,3 \text{ mV}$ und $U_{N,V2} = 26,8 \text{ mV}$, $I_0 = 100 \mu\text{A}$ |
| Übertragungsfaktor $B_{0,V1}$ für axiale Belastung | $B_{0,Fz,V1} = 219 \text{ mV/V} \cdot \text{N}$ |
| Übertragungsfaktor $B_{0,V2}$ für axiale Belastung | $B_{0,Fz,V2} = 307 \text{ mV/V} \cdot \text{N}$ |
| Linearitätsfehler für axiale Belastung nach nichtlinearer Simulation (nur mechanisch) | $F_{\text{Lin, Fz}} = 0,4 \cdot 10^{-3}$ |
| Temperaturfehler des Nullpunktes | annähernd kompensiert durch Brückenschaltung |
| Temperaturfehler des Übertragungsfaktors | annähernd kompensiert durch Dotierungsparameter |
| Temperatureinfluss des Leitungswiderstandes | kompensiert durch Stromspeisung |

Auslegung nach Abschnitt 6.5.3 in einer Konzeptsimulation mittels PSPICE zusammengeführt.

6.6 Ausarbeitung Messelement 2

Die alternative Realisierung nach Abb. 6.7b führt zu mehreren Vorteilen:

- verbesserte Montagefähigkeit,
- bessere Selektivität der einzelnen Kraftkomponenten,
- höhere Überlastfestigkeit,
- höhere Symmetrie und damit geringerer Einfluss der Gehäusung bei thermischer Ausdehnung sowie
- eine im Anwendungsfall besser geeignete Kopfform.

Die Formgebung des Messelementes 2 muss allerdings durch einen aufwendigeren Trockenätzschritt erfolgen. Das Messelement weist die Grundstruktur nach Abb. 6.14 auf.

Hierbei können Kräfte aus axialer Richtung über den Kopf eingekoppelt und über eine vollständig geschlossene symmetrische Wheatstone-Brücke auf den Messplatten 1 und 2 gemessen werden. In der Messplatte 3 sind optional weitere Widerstandsstrukturen integrierbar, die eine Krafterfassung aus den zwei weiteren Raumrichtungen x und y ermöglichen, in dem die Biegung der Messplatte 3 nach vorn und hinten als Verbiegung um die y -Achse sowie zur Seite als Biegung um die x -Achse detektiert werden.

Aus den geometrischen Anforderungen für planar gefertigte Messelemente (Tabelle 4.3) sind drei wichtige Randbedingungen zu beachten:

- Die Kopfbreite b_{Kopf} darf nicht mehr als $240 \mu\text{m}$ betragen.

- Die Fußbreite $b_{\text{Fuß}}$ darf maximal $160\ \mu\text{m}$ betragen, um die Montage im Führungsdraht zu ermöglichen.

Weiterhin ist zu beachten, dass das Element symmetrisch aufgebaut wird. Die thermischen Einflüsse des eingeschlossenen Gehäusematerials wirken hierdurch ebenfalls symmetrisch auf die Struktur und kompensieren sich im Messsignal. Um einen mechanischen Überlastschutz zu realisieren, ist jeweils unter der Messplatte ein mechanischer Anschlag vorgesehen (Abb. 6.14).

6.6.1 Funktionsbeschreibung und analytische Berechnung

Zur analytischen Berechnung wird zuerst von einer symmetrischen, rechteckigen Kopfstruktur ausgegangen. Es wird ein einfaches Modell abgeleitet, mit dem die mechanischen Spannungen in den Biegeplatten berechnet und die mechanischen Abhängigkeiten beschrieben werden können. Es gelten die Annahmen für Platten und Balken nach Abschnitt 6.5. Eine Optimierung des Entwurfs erfolgt durch FEM-Simulationen.

Der analytische Ansatz berücksichtigt die Verformung der Platten 1 und 2 nach Abb. 6.14 bei axialer Krafteinwirkung. Die Verformungen erzeugen mechanische Spannungen, welche an ausgewählten Positionen mit piezoresistiven Widerständen gemessen werden.

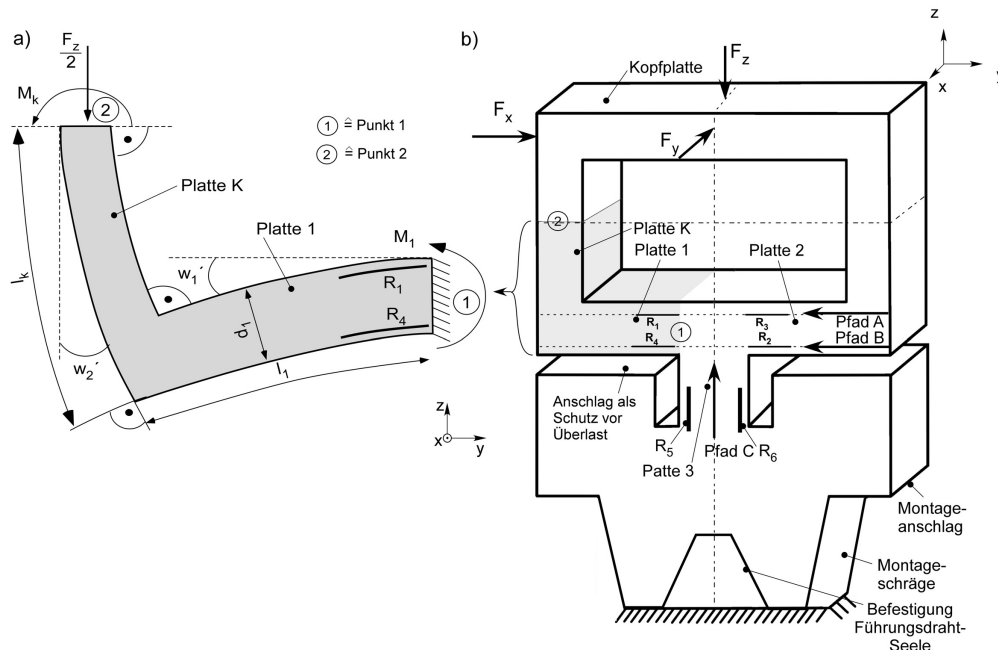


Abb. 6.14: Ausgangsstruktur zur Berechnung des Messelementes 2.

a) Linke Messplatte (gefärbter Bereich aus b), b) Gesamtstruktur mit Angabe der Pfade zur Widerstandsermittlung im folgenden Abschnitt.

Zur Messung der Kraft F_z ist die Biegeplatte 1 geeignet. Durch die eingeleitete Kraft entsteht über den Hebelarm l_1 ein Moment M_1 um den Punkt 1. Hierdurch werden in linearer Abhängigkeit mechanische Zug- und Druckspannungen in der Ober- und Unterseite der Platte 1

hervorgerufen. Diese können durch an der Frontfläche angeordnete piezoresistive Widerstände (R_1 und R_4 in Abb. 6.14a) ausgewertet werden. Aufgrund der sich gegenläufig ändernden Normalspannungen T_{yy} an der Unter- und Oberseite der Platte ist auch die Widerstandsänderung gegenläufig. Sie ist somit ein Maß für die Kraft F_z .

Es wird beispielhaft die mechanische Spannung T_{yy} in der Frontseite horizontalen Biegeplatte 1 berechnet. Das Moment, welches die untere, linke Hälfte des Messelementes verbiegt, soll als M_{ges} bezeichnet werden. Dieses Moment lässt sich aus dem Hebelarm l_1 und der Kraft F_z ermitteln. Aufgrund des symmetrischen Aufbaus der Struktur nach Abb. 6.14b, die in Abb. 6.14a detaillierter dargestellt ist, gilt für die linke Seite

$$M_{\text{ges}} = l_1 \cdot \frac{F_z}{2} . \quad (6.23)$$

Das Moment M_{ges} wirkt auf die Platte 1 und die Kopfplatte K. Es bewirkt eine Verbiegung und dadurch eine Verschiebung $w(y, z)$ beider Plattenenden. Die Wirkung des Moments teilt sich in die Biegungen von Platte 1 und Platte K auf.

$$M_{\text{ges}} = M_1 + M_K \quad (6.24)$$

An der Verbindungsstelle sind beide Platten fest miteinander verbunden. Somit erfahren beide Platten an der Verbindungsstelle den gleichen Biegewinkel. Es wird deshalb die Randbedingung

$$w'_1 = w'_2 \quad (6.25)$$

angesetzt [130]. Mit der Plattenlänge l_i ($i = 1, k$), dem Elastizitätsmodul E und den axialen Flächenträgheitsmomenten I_i der zwei Platten folgt der Biegewinkel aus dem anliegenden Moment zu

$$w'_1 = \frac{M_1 \cdot l_1}{E \cdot I_1}; \quad w'_2 = \frac{M_k \cdot l_k}{E \cdot I_k} . \quad (6.26)$$

Unter Verwendung der geometrischen Randbedingung nach Gl. (6.25) ergibt sich

$$\frac{M_1 \cdot l_1}{E \cdot I_1} = \frac{M_k \cdot l_k}{E \cdot I_k} \quad (6.27)$$

und somit

$$M_k = \frac{M_1 \cdot l_1 \cdot I_k}{l_k \cdot I_1} . \quad (6.28)$$

Mit Gl. (6.23) und Gl. (6.24) gilt

$$M_1 = M_{\text{ges}} - M_k = \frac{F}{2} \cdot l_1 - \frac{M_1 \cdot l_1 \cdot I_k}{l_k \cdot I_1} , \quad (6.29)$$

und somit für das Moment M_1

$$M_1 = \frac{F \cdot l_1}{2 \left(1 + \frac{l_1 I_k}{l_k I_1} \right)} . \quad (6.30)$$

Mit den Flächenträgheitsmomenten

$$I_i = \frac{D \cdot d_i^3}{12}; \quad i = 1, k \quad (6.31)$$

folgt

$$M_1 = \frac{F \cdot l_1}{2 \left(1 + \frac{l_1 d_k^3}{l_k d_1^3} \right)} . \quad (6.32)$$

Die mechanische Spannung in der Platte 1 lässt sich somit zu

$$T_{yy}(y) = \frac{M_1 \cdot a}{I_1} = \frac{6F \cdot (l_1 - y)}{2 \cdot I_1 \left(1 + \frac{l_1 d_k^3}{l_k d_1^3} \right)} \cdot \frac{a}{D \cdot d_1^3} = \frac{6F(l_1 - y)}{d_1^3 + \frac{l_1 d_k^3}{l_k d_a^3}} \cdot \frac{a}{D} \quad (6.33)$$

berechnen, wobei a den Abstand zur neutralen Ebene, in diesem Fall zur Plattenmitte, angibt, D die Dicke des Messelementes bezeichnet, d_1 und l_1 die Dicke bzw. die Länge der Platte 1 sowie d_k und l_k entsprechend die Dicke und Länge der Platte k beschreiben.

Für eine quadratische Plattenstruktur mit einem Längen- und Dickenverhältnis der Platte von $l_1 = l_2$ und $d_1 = d_2$ ergibt sich die gesuchte Plattendicke d_1 aus der gewünschten mechanischen Spannung von 50 N/mm^2 bei Nennlast an der Einspannstelle bei $y = 0$ zu

$$d_1 = \sqrt{\frac{3 \cdot l_1}{2 \cdot D} \frac{F_z}{T_{yy}}} = 0,0426 \text{ mm} . \quad (6.34)$$

Als Ergebnis kann festgehalten werden: Es wurde eine symmetrischen Kopfstruktur angenommen, die mit einer Nennlast von $F_z = 100 \text{ mN}$ belastet wird. Die Dicke des Messelementes beträgt $160 \mu\text{m}$, die Länge der Messplatten $l_1 = 100 \mu\text{m}$. Die Widerstände werden nahe dem Plattenrand und nahe der mittleren, senkrechten Messplatte 3 platziert und sollen bei Nennlast eine Widerstandsänderung von etwa 3 % erfahren. Die hierfür notwendige mechanische Spannung beträgt 50 N/mm^2 Gl. (6.6). Mit diesen Randbedingungen ergibt sich nach Gl. (6.34) eine notwendige Plattendicke von $43 \mu\text{m}$. Für die weitere praktische Ausgestaltung ist es relevant, dass nach Gl. (6.29) eine Erhöhung der Biegesteifigkeit der Kopfstruktur zu einer Verringerung der mechanischen Spannungen und somit eine Verringerung der Messempfindlichkeit bewirkt.

6.6.2 Dimensionierung durch FEM-Simulationen

Durch FEM-Simulationen wird der Verlauf der mechanischen Spannungen im Messelement ermittelt. Über die Verkopplung mit den piezoresistiven Koeffizienten nach Gl. (6.6) kann die Widerstandsänderung in Abhängigkeit der Position auf der Messplatte berechnet werden. Weitere ermittelbare Werte sind die maximal auftretenden mechanischen Spannungen und die daraus resultierende mechanische Stabilität (Überlastfestigkeit) des Messelementes sowie dessen Eigenfrequenzen.

Der analytische Ansatz zeigt, dass eine hohe Steifigkeit der senkrechten Kopfplatte das Moment M_1 an der Messplatte reduziert und somit auch die Empfindlichkeit verringert Gl. (6.33). Ein zentraler Optimierungsschritt besteht daher darin, eine nicht zu biegesteife Kopfform zu finden, die aber trotzdem für die in der Anwendung auftretenden Kräfte stabil genug ist. Hierzu werden verschiedene Kopfformen untersucht und die mit der höchsten Stabilität bei Erzielung der geforderten Längsspannungen an den Widerständen ausgewählt [168].

Für eine Plattendicke von $d_1 = 37 \mu\text{m}$ wird in Abb. 6.15 die berechnete Widerstandsänderung in den Messplatten 1 und 2 gezeigt. Eine Verringerung der Widerstandsänderung ergibt sich aus einer fertigungstechnisch notwendigen, nicht idealen Platzierung der Widerstände etwas entfernt der Plattenkante. Es wird hierfür ein Widerstandsabstand $d = 8 \mu\text{m}$ gewählt. Eine weitere Reduzierung, die aus der Mittelung aufgrund der Längsausdehnung realer Widerstände entsteht, wird durch eine erhöhte mechanische Spannung in der oberen Plattenhälfte kompensiert. Die mechanische Spannung ist dort höher, da eine Einspannung nur auf der Plattenunterseite am Übergang zur Messplatte 3 besteht.

6.6.3 Anordnung der Widerstände

Die Anordnung der Widerstände auf dem Messelement erfolgt mit folgenden Zielen:

- Messung der Kraftkomponente F_z mit elektrisch stabilem Messsignal und hohem Übertragungsfaktor,
- weitgehende Homogenisierung der Empfindlichkeit der axialen und lateralen Kraftkomponenten F_x , F_y und F_z ,
- möglichst unabhängige Messung der einzelnen Kraftkomponenten.

Dabei treten folgende Randbedingungen auf:

- Die Breite der Messplatte 3 kann nicht beliebig vergrößert werden, da eine Verbreiterung die Messplatten 1 und 2 verkürzt und dadurch der Übertragungsfaktor sinkt.
- Die Leiterbahnen sollen aus fertigungstechnischen Gründen eine Breite von $10 \mu\text{m}$ und einen Abstand von $6 \mu\text{m}$ nicht unterschreiten.

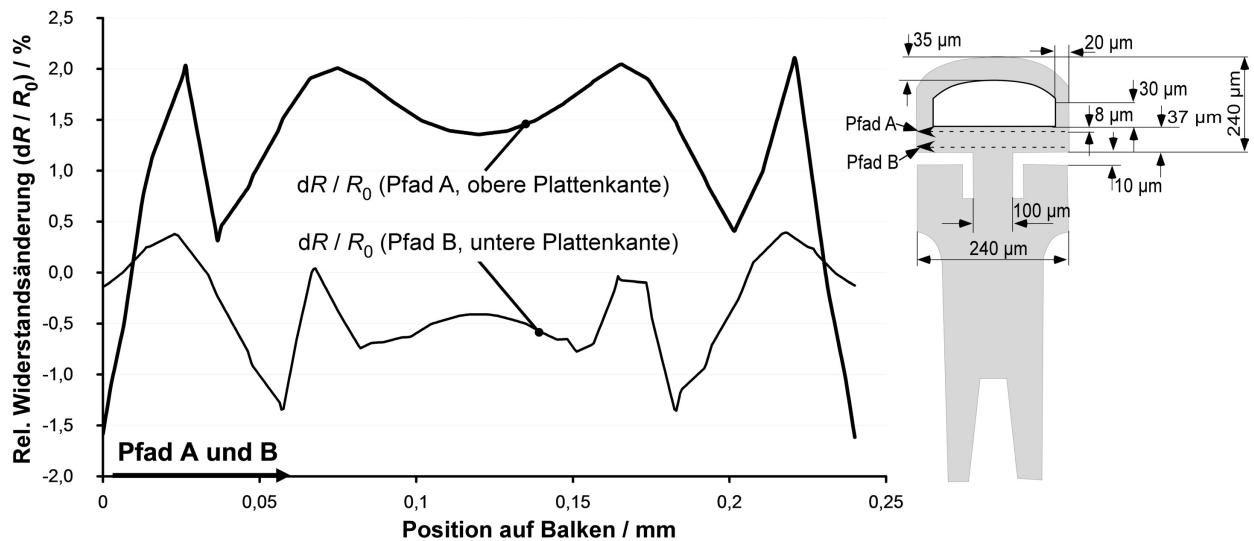


Abb. 6.15: Berechnete Widerstandsänderung auf den Messplatten des Messelementes 2 bei optimierter Kopfstruktur.

Die Pfade A und B sind in der Abbildung rechts dargestellt und verlaufen über die gesamte Messelementbreite der Platten 1 und 2. Der Abstand der Pfade zur Plattenkante oben und unten beträgt $8\mu\text{m}$.

- Die Widerstände dürfen aufgrund der Diffusionsweite, der Ausdehnung der Raumladungszone und aufgrund von Fertigungstoleranzen einen Abstand von $3\mu\text{m}$ zur Messelementkante und einen Abstand von $5\mu\text{m}$ untereinander nicht unterschreiten (Abschnitt 6.2).
- Überkreuzungen von Aluminiumleiterbahn sind zu vermeiden, da in einem ersten Fertigungsdurchlauf keine zusätzliche Isolationsschicht vorgesehen werden soll.
- Die Führung von Leiterbahnen über Widerstände ist aufgrund der Passivierung der Widerstände prinzipiell möglich. Allerdings sind diese Stellen aufgrund der eingebrachten, temperaturabhängigen mechanischen Spannung so auszuführen, dass negative Auswirkungen minimiert werden, beispielsweise durch symmetrischen Einfluss auf sich gleichsinnig ändernde Brückenwiderstände. Änderungen der elektrischen Spannungen über den Widerständen modulieren weiterhin die Ladungsträgerkonzentration und können Widerstandsänderungen induzieren.

Die gewählte Plattenstruktur der Messplatten 1 und 2 ermöglicht in idealer Weise die Integration einer Wheatstone-Vollbrücke zur Messung der Kraftkomponente F_z . Die Kraft F_z erzeugt in der Plattenober- und Unterseite gegensinnige Zug- und Druckspannungen und ermöglicht so ein hohes Ausgangssignal der Brückenschaltung.

Die realisierte Verschaltung und die Lage der Widerstände sind in Abb. 6.16 dargestellt. Sie weisen folgende Merkmale auf:

- Die Brücke wird zur Kompensation von Temperatureinflüssen geschlossen ausgeführt. Durch Konstantstromspeisung ermöglicht diese Verschaltung auch bei nicht hochwer-

tigen Signal- und Energieleitungen, die schwierig im Führungsdraht realisierbar sind, ein stabiles Messsignal.

- Die Kraft F_z bewirkt gegensinnige Widerstandsänderungen in den Brückenzeigen, so dass eine maximale Brückendiagonalspannung entsteht. Seitliche Kräfte F_y bewirken gleichsinnige Widerstandsänderungen in den Brückenzeigen, so dass die Einflüsse von F_y in der Brückendiagonalspannung nahezu kompensiert werden (vgl. Abb. 6.17).
- Die dotierten Kontaktgebiete sind größer als die Kontaktlöcher ausgeführt, um eine Kontaktierung des Substrates zu vermeiden und so Kurzschlüsse sicher zu verhindern.
- Da eine Leiterbahnkreuzung vermieden werden soll, wird auf der Mittelplatte ein größeres Zuleitungsgebiet eindotiert, das eine Kontaktierung bei nahezu unverstimmter Brücke ermöglicht.
- Aufgrund der notwendigen geringen Plattenbreite ist eine Überdeckung der Widerstandsstrukturen mit Leiterbahnflächen nicht zu vermeiden. In einer weiteren Optimierung kann die Überdeckungsfläche der Aluminiumleiterbahnen so angepasst werden, dass eventuell ein gemessener Temperatureinfluss kompensiert wird. Zwei benachbarte p-dotierte Widerstandsgebiete R_1 und R_2 in einem schwach n-dotierten Grundsubstrat stellen bei Überdeckung mit einer spannungsführenden Leiterbahn eine MOSFET-Struktur dar. Um eine Inversion des schwach dotierten Gebietes und damit Channeling [127] zu verhindern, wird die gewünschte Oxidschichtdicke unter den Leiterbahnen für eine Spannungsfestigkeit bis zur Schwellenspannung von $U_{th} = 12\text{ V}$ zu 800 nm berechnet⁸.

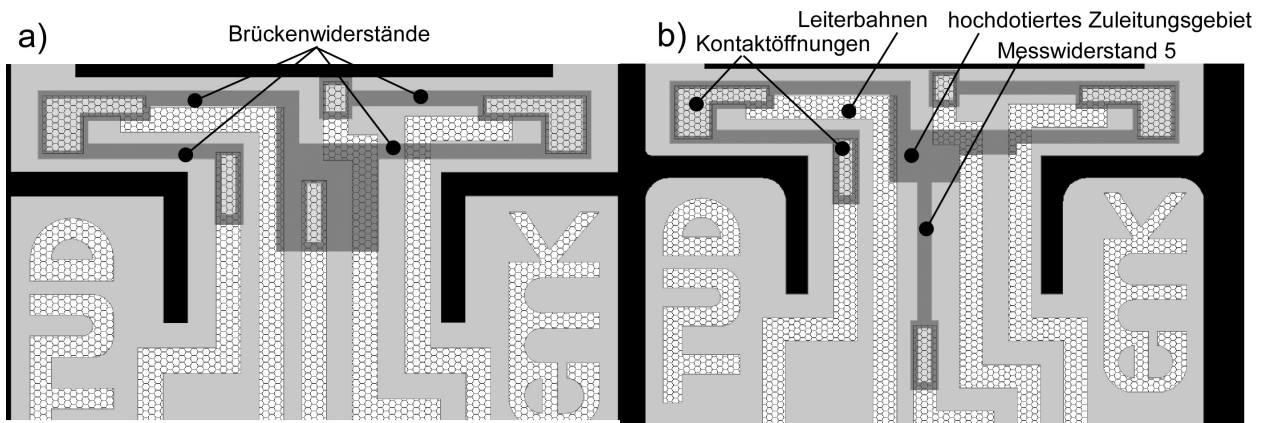


Abb. 6.16: Dotierungs- und Kontaktgebiete mit den Zuleitungen zur Messbrücke beim Messelement 2.

a) Vollbrücke Messelement ME2a und b) mit zusätzlichem, von der Kraft F_x abhängigem Zuleitungswiderstand bei der Variante Messelement ME2b.

In einer zweiten Widerstandsanordnung nach Abb. 6.16b wird ein zusätzlicher Widerstand in der Zuleitung der Messbrücke integriert. Kräfte aus x -Richtung verbiegen das Messelement um die y -Achse in die Bildebene hinein, wodurch Zugspannungen den Zuleitungswiderstand

⁸Zur Berechnung wird der minimale Wert der Substratdotierung von $1 \cdot 10^{16} / \text{cm}^3$ zugrunde gelegt.

erhöhen. Dadurch steigt der Gesamtwiderstand der Brücke. Unter Kenntnis der Widerstandsänderungen aus y - und z -Richtung, die sich aus den Brückenspannungen ergeben, lässt sich so die Kraftkomponente F_x erfassen. Diese Art der Messung ist allerdings nicht unabhängig vom Leitungswiderstand. Dieser ändert sich mit der Temperatur – und somit mit der Einschublänge des Führungsdrahtes in den Körper um ca. $0,6\ \Omega$. Ein Verfahren zur Bestimmung des Leitungswiderstandes und zur Kompensation dieses Einflusses wird in Kap. 9 vorgestellt. Eine relativ robuste Auswertung des Messsignals wird durch die sich gegensinnig ändernde Widerstände R_5 und R_6 (Abb. 6.14) erreicht. Aufgrund des eingeschränkten Flächenangebots auf der Mittelplatte wird unter Abschätzung des Fertigungsrisikos auf Integration von zwei Widerständen auf der Messplatte 3 verzichtet. Es erfolgt die Auswertung eines Einzelwiderstandes. Der hinzu gewonnene Platz wird zur Einhaltung von Mindestabständen von $6\ \mu\text{m}$ zwischen den Leiterbahnen verwendet.

Die Abbildung 6.16 zeigt die exportierten Strukturen mit allen Ebenen des erstellten Maschensatzes für die Variante mit einzelner Wheatstone-Brücke (ME2a) sowie der Variante mit zusätzlichem Widerstand auf der Messplatte 3, Messelement (ME2b).

6.6.4 Gewählte und berechnete Kennwerte des Entwurfs 2

Eine Zusammenfassung der berechneten Kennwerte des Messelementes 2 mit einfacher Vollbrücke ist in Abb. 6.17 angegeben. Die Tabelle 6.7 zeigt die gewählten Parameter für den Entwurf.

Tabelle 6.7: Gewählte Werte für Abmessungen und technologische Parameter des Messelements 2.

| VARIANTE | ME2A | ME2B |
|----------------------------|--|---|
| Abmessungen Grundkörper | $240 \cdot 160 \cdot 840\ \mu\text{m}^3$ | $240 \cdot 160 \cdot 840\ \mu\text{m}^3$ |
| Plattenlänge | $71,2\ \mu\text{m}$ | $71,2\ \mu\text{m}$ |
| Abstand zur Ätzkante | $8\ \mu\text{m}$ | $8\ \mu\text{m}$ |
| Widerstandsbreite | $6\ \mu\text{m}$ | $6\ \mu\text{m}$ |
| Effektive Widerstandslänge | $50\ \mu\text{m}$ | $50\ \mu\text{m}$ |
| Dotierungskonzentration | $2 \cdot 10^{-18}/\text{cm}^3$ | $2 \cdot 10^{-18}/\text{cm}^3$ |
| Brückengrundwiderstand | $R_0 = R_{\square} \cdot l/b = 435\ \Omega \cdot 8,33 = 3,625\ \text{k}\Omega$ | $R_0 = R_{\square} \cdot l/b = 435\ \Omega \cdot (8,33 + 8,33) = 7,250\ \text{k}\Omega$ |
| Leiterbahnbreite | $10\ \mu\text{m}$ | $10\ \mu\text{m}$ |
| Anzahl der Bondkontakte | 4 Stk. Brücke | 4 Stk. Brücke incl. Leitungswiderstand R_5 |
| Größe der Bondkontakte | $60 \cdot 60\ \mu\text{m}^2$ | $60 \cdot 60\ \mu\text{m}^2$ |
| Material der Kontakte | Aluminium bondbar, beschichtbar und dann lötlbar | Aluminium bondbar, beschichtbar und dann lötlbar |
| Speisung mit Konstantstrom | $I_0 = 100\ \mu\text{A}$ | $I_0 = 100\ \mu\text{A}$ |

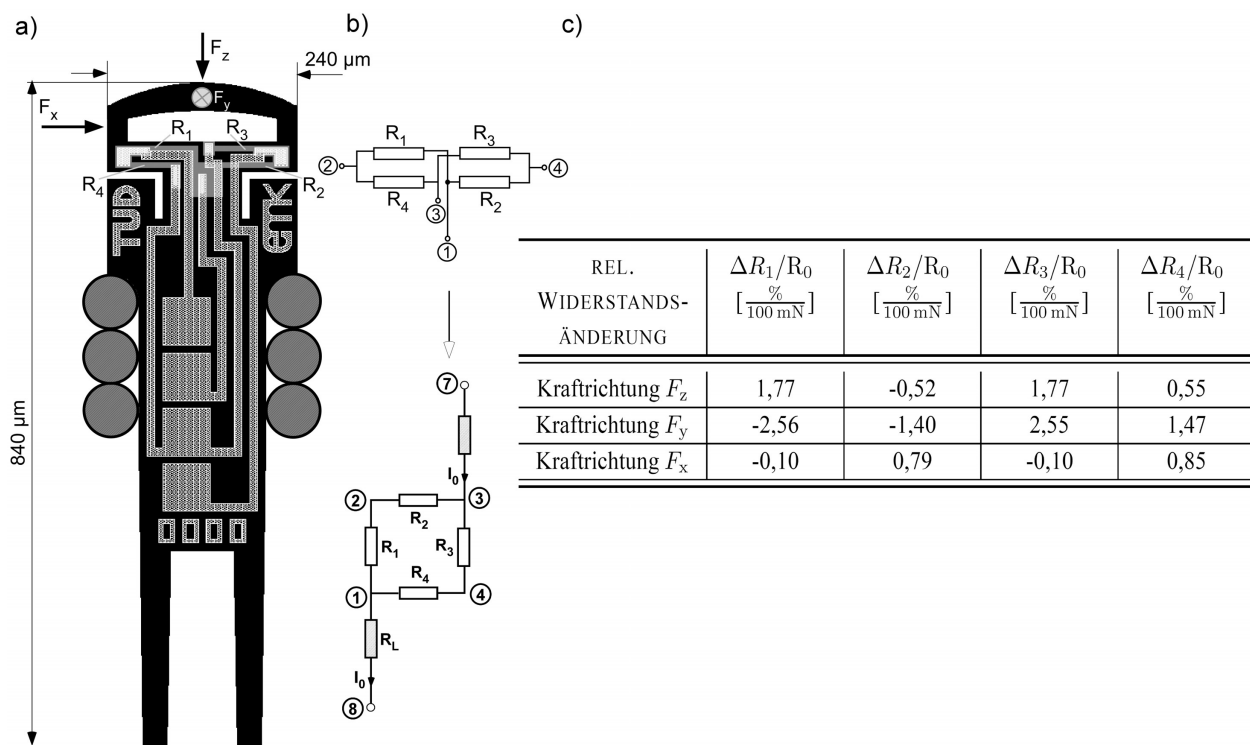


Abb. 6.17: Ausführung und Kennwerte von Messelement 2a.

a) Frontansicht der auf dem Maskensatz umgesetzten Struktur mit allen Ebenen, die Führungsdrahtfeder ist als Schnittbild zur Darstellung graphisch ergänzt, b) elektrische Verschaltung der Widerstände, c) Aus FEM-Simulationen errechnete Widerstandsänderungen der dargestellten Entwurfsvariante bei Nennlast von 100 mN aus allen Koordinatenrichtungen.

6.7 Fazit

In diesem Kapitel wurden die Grundlagen zum piezoresistiven Effekt als phänomenologische Beschreibung dargelegt. Zum Aufzeigen der zur Miniaturisierung relevanten Parameter wurde die laterale Dotierstoffdiffusion und die Ausdehnung der Raumladungszone bestimmt. Darauf basierend konnten Miniaturisierungsmöglichkeiten piezoresistiver Sensoren aufgezeigt und die Parameter zur Widerstandspositionierung festgelegt werden. Aus der Berechnung des Dotierprofils wurden die zu erwartenden effektiven piezoresistiven Koeffizienten und der zu erwartende Flächenwiderstand bestimmt.

Mit Kenntnis der für den Entwurf relevanten Kennwerte des elektromechanischen Wandlers wurden verschiedene Verformungskörperstrukturen entworfen und zwei Typen ausgewählt. Diese wurden analytisch und mittels FEM berechnet, entworfen und die zu erwartenden Parameter angegeben. Die Entwurfsergebnisse bilden die Basis für die Maskenlayouts.

7 Fertigung der Messelemente

Die Entwürfe aus Kap. 6 sollen nun umgesetzt werden. Die Fertigung von Messelement 1 erfolgt beim Institut für Mikrosensorik und Photovoltaik (CiS) (S. 223) auf Basis einer etablierten Halbleitertechnologie. Das Messelement 2 wird zunächst mit Labortechnologien selbst gefertigt. Dies dient zum Klären grundlegender Forschungsfragestellungen zum Handling und zum Vereinzeln der Messelemente. Nach dem Konzeptnachweis – dem Nachweis der Herstellbarkeit durch die gewählten Prozesse – kann auch dieses Messelement weitgehend in den Fertigungsprozess von Messelement 1 integriert werden.

7.1 Erster Fertigungsdurchlauf von Messelement 1

Die Fertigung bei einem Sensorhersteller auf einer eingefahrenen, zertifizierten Halbleiterlinie weist folgende Vorteile auf:

- Die Qualität von piezoresistiven Sensoren hängt maßgeblich und sehr empfindlich von der Qualität der Herstellungsprozesse ab [111]. Die Umsetzung der Fertigungsschritte beim Dienstleister CiS (S. 223) ist qualitativ hochwertig, die elektrischen und mechanischen Strukturen sind damit sehr stabil.
- Die gefertigten Messelemente haben einen hohen Anpassungsgrad an spätere Fertigungstechnologien.

Durch die Anpassung an einen vorhandenen Prozess treten aber auch folgende Nachteile auf:

- Die Dotierung wird mit einer Zielgröße des Flächenwiderstandes $R_{\square} \approx 125 \Omega_{\square}$, die Grundsustratdotierung mit $3 \Omega\text{cm}$ bis $5 \Omega\text{cm}$ ausgeführt. Dadurch
 - verringern sich die berechneten Grundwiderstände auf $R_{\text{neu}} \approx 0,4 \cdot R_0$,
 - nehmen die piezoresistiven Koeffizienten auf ca. $\pi_{\text{neu}} < 0,4 \cdot \pi_{\text{eff}}$ ab (vgl. Anhang B und Abb. B.3),
 - liegt der pn-Übergang aufgrund der geringeren Substratdotierung tiefer sowie seitlich weiter unter dem Maskenfenster,¹

¹Hierbei können die Diffusionsweiten allerdings nicht berücksichtigt werden, da die Ausführung des Tempering betriebsinternes Wissen darstellt.

- ist zusätzlich die Raumladungszone aufgrund der höheren Widerstandsdotierung und der geringeren Substratdotierung ca. dreifach länger².

Nach den Berechnungen aus Abschnitt 6.2 ist die uneingeschränkte Funktion bei gleich bleibenden Designabmessungen aber gegeben.

7.1.1 Übersicht über den Herstellungsprozess 1

Die Realisierung der Elemente 1 mit asymmetrischem Grundkörper soll in der ersten Fertigung möglichst mit Standardtechnologien erfolgen, wofür es speziell ausgewählt und entworfen wurde. Die Fertigung piezoresistiver Sensoren ist ein etablierter Prozess und kann in detaillierten Einzelschritten in Fachbüchern, z. B. [124, 127], oder als Ganzprozess in Dissertationen nachvollzogen werden, z. B. [162]. Es soll im Folgenden deshalb auf Abweichungen von Standardprozessen eingegangen werden.

Die Abbildung 7.1 zeigt bis zum Punkt 10 den Basisprozess. Im Punkt 10 erfolgt dann eine Strukturierung der Ätzgruben, in denen gleichzeitig 84 Messelemente Platz finden (Abschnitt 7.1.2). Im Punkt 13 werden in diesen Gruben wiederum die mechanischen Einschnitte des Verformungskörpers zur Erzeugung der Asymmetrie strukturiert. Die Vereinzelung der Messelemente stellt sich aufgrund der kleinen Abmessungen und der geringen erlaubten Toleranz als schwierig heraus und wird durch einen zweistufigen Sägeprozess ermöglicht (Punkt 16 und Punkt 17, siehe Abschnitt 7.1.3). Der Herstellungsablauf ist in Anhang C ergänzend graphisch verdeutlicht.

7.1.2 Erzeugen der Elementdicke und der Kavität durch Ätzen 1

Im vorhandenen Basisprozess sind zwei anisotrope Ätzschritte von der Rückseite möglich. Um von der Substratdicke von $d_{\text{Sub}} = 350 \mu\text{m}$ Elemente mit einer Zieldicke von $200 \mu\text{m}$ zu erzeugen, wird von der Rückseite durch zeitkontrolliertes Ätzen eine Strukturgrube mit einer verbleibenden Restdicke von $200 \mu\text{m}$ geschaffen (Abb. 7.2 und Abb. C.1). Anschließend wird die erste Low Pressure Chemical Vapor Deposition (LPCVD)- Si_xN_y -Ätzmaskierung entfernt, eine weitere aufgebracht und in der Ätzgrube photolithographisch strukturiert. Anschließend wird die Kavität der Messelemente geätzt. Die Photolithographie erfolgt mit spezieller Sprühbelackung und einer durch Vorversuche bestimmten Maskenverzerrung, um die Belichtung in der $150 \mu\text{m}$ tiefen Grube mit geringer Toleranz von $\pm 2 \mu\text{m}$ zu ermöglichen. Die Silizium-Ätzung der Kavität im Messelement erfolgt dann wiederum durch zeitkontrolliertes KOH-Ätzen von der Rückseite. Zur Einstellung der Zieldicke wird nach ca. 75 % der erwarteten Ätzzeit die Ätztiefe mittels Profilometer bestimmt, die Ätzrate und die verbleibende Ätzzeit berechnet und dann bis zur Zieltiefe geätzt. Die Abbildung 7.2 zeigt das Konzept sowie die realisierten Elemente der Ätzung in der ersten Serie.

²Die Länge der Raumladungszone im Substrat beträgt nach Gl.6.7 für die neuen Dotierstoffparameter nach Abb. 7.1 bei 5 V Versorgungsspannung $1,95 \mu\text{m}$.

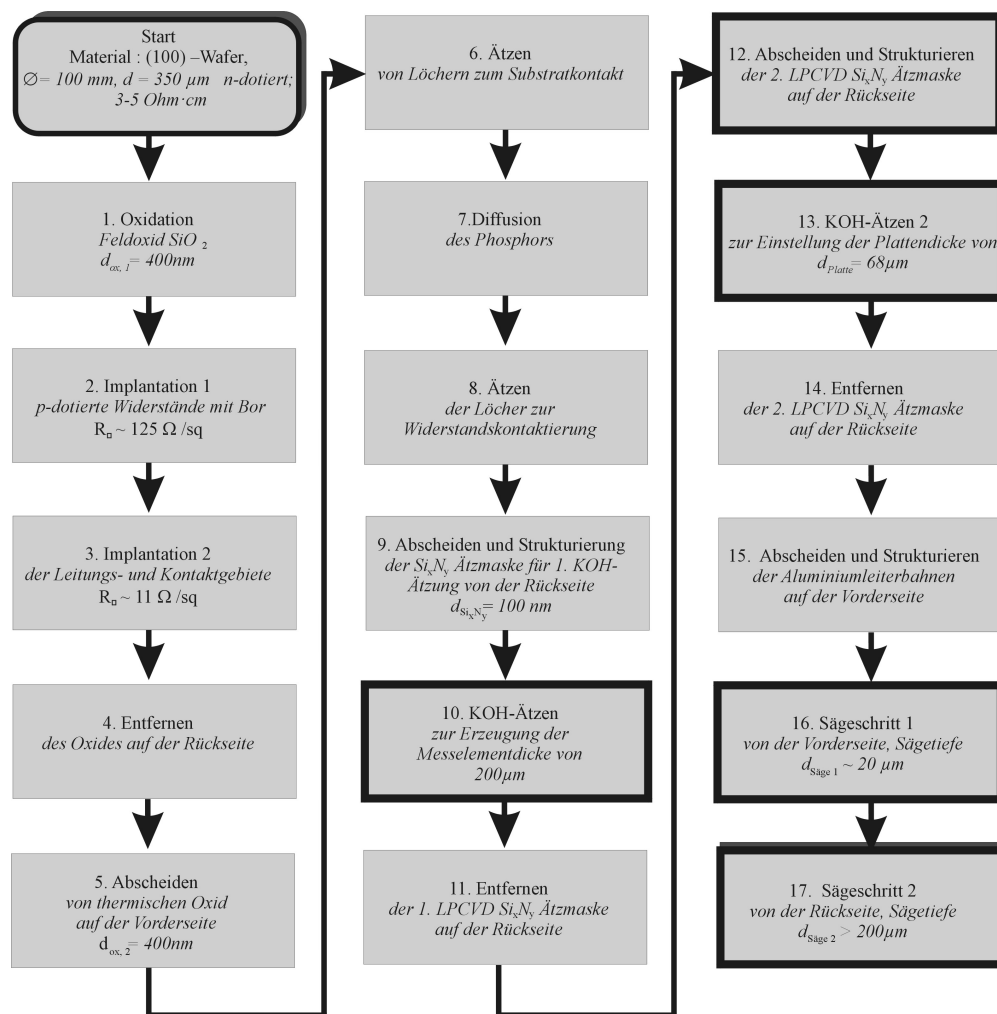


Abb. 7.1: Fertigungsprozess des ersten Musterdurchlaufs für das Messelement 1.
Spezielle Prozessschritte sind fett umrandet.

Durch die Strukturierung in den Ätzgruben erfolgt die Anpassung an den vorhandenen Prozess. Die Fertigung ist allerdings aufgrund des zweimaligen Strukturierens der Ätzmasken und des zweifachen Ätzens aufwendig. Die Strukturierung in großen geätzten Gruben verringert die für Messelemente verfügbare Fläche.

7.1.3 Vereinzelung 1 durch Sägen

Durch die Strukturierung in Ätzgruben ist ein Vereinzeln durch Sägen von der Vorderseite alleine nicht möglich. Eine Vereinzelung von der Rückseite führt allerdings zu Ausbrüchen an der Frontseite der Elemente. Deshalb werden die Elemente durch einen zweistufigen Prozess wie folgt getrennt:

- Sägen von der Vorderseite mit einer Tiefe von ca. 20 µm, was in etwa dem zehnfachen der Widerstandstiefe entspricht (Abschnitt 6.4), wodurch geringere Rückwirkungen auf

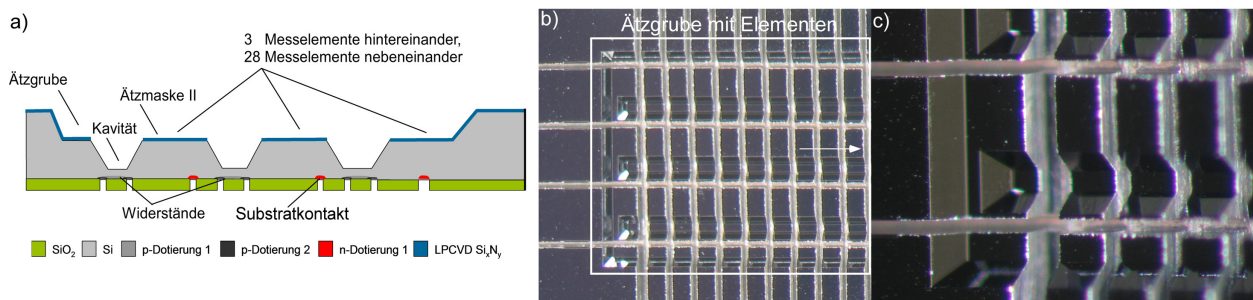


Abb. 7.2: Strukturierung des mechanischen Verformungskörpers durch zweistufiges KOH-Ätzen von der Scheibenrückseite.

a) Konzept der Ätzung, b und c) Lichtbildaufnahmen eines schräggestellten Scheibenbereichs mit hergestellten Sensoren.

die Widerstände zu erwarten sind (Punkt 16). Beim Messelement 1 Variante 2 kann eine Rückwirkung des Sägeprozesses aufgrund der geringen Abstände der Widerstände zur Chipaußenkante durch das Auftreten von Mikrorissen nicht ausgeschlossen werden.

- Umspannen der Scheibe und Vereinzelung der Messelemente durch einen Sägeprozess von der Rückseite (Punkt 17).

Die Abbildung 7.3 zeigt die Ergebnisse des zweistufigen Sägeprozesses.

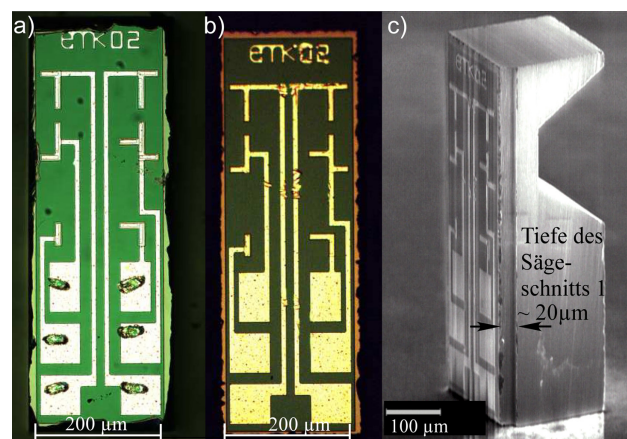


Abb. 7.3: Vereinzelung der Elemente durch einen Sägeprozess.

a) Ausbrüche beim einstufigen Sägen von der Rückseite, b) und c) durch den zweistufigen Sägeprozess erzeugtes Element mit geringeren Kantenausbrüchen, c) es ist die Kante erkennbar, an der der untere und der obere Schnitt zusammen treffen.

Ein fertig prozessiertes Messelement 1, Variante 2 des ersten Fertigungsdurchlaufs ist in Abb. 7.4 dargestellt.

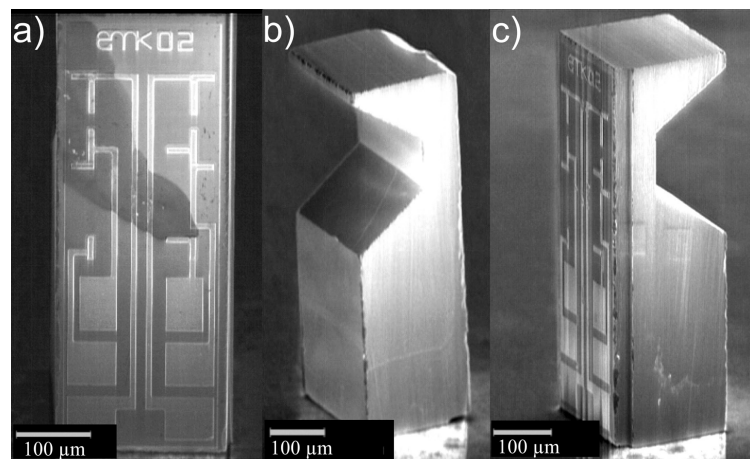


Abb. 7.4: REM-Bilder eines produzierten Elements des ersten Fertigungsdurchlaufs.
a) Frontansicht, b) Rückseitenansicht und c) Seitenansicht

7.1.4 Erzielte elektrische Kennwerte

Die Messung im Scheibenverbund zeigt die nach Abschnitt 7.1 erwarteten geringeren spezifischen Widerstände von $R_{\square} \approx 125 \Omega_{\square}$. Aufgrund einer Abweichung beim Übertrag der Entwürfe auf die Maske kommt es bei der Variante 1 zu um $5 \mu\text{m}$ verkürzte Querwiderstände R_2 und R_4 und somit zu einer erhöhten Nullpunktspannung und zu einem erhöhten Temperatureinflusskoeffizient auf den Nullpunkt. Ansonsten entsprechen die Werte den Erwartungen. In Tabelle 7.1 sind Kennwerte angegeben.

Tabelle 7.1: Kennwerte der Brückenwiderstände der Messelemente 1, Variante 1 und 2.

Die Widerstandswerte werden im Scheibenverband bei 30°C , die Temperatureinflusskoeffizienten bei den Stützpunkten 30°C und 80°C ermittelt. Stichprobengröße $n \geq 48$.

| KENNWERT | BRÜCKEN- WIDERSTAND | TEMPERATUR- KOEFFIZIENT WIDERSTAND | NULLPUNKT | TEMPERATUR- KOEFFIZIENT NULLPUNKT |
|--------------|------------------------|--|-----------------|---|
| | R_B [k Ω] | T_{kR} [%/K] | U_0 [mV/V] | T_{kO} [$\mu\text{V}/\text{VK}$] |
| VARIANTE 1 | | | | |
| Mittelwert | 1,956 | 0,3301 | -19,289 | -0,227 |
| Standardabw. | 0,017 | 0,0127 | 1,371 | 2,606 |
| VARIANTE 2 | | | | |
| Mittelwert | 2,715 | 0,3244 | -3,411 | -0,189 |
| Standardabw. | 0,041 | 0,0270 | 4,224 | -0,283 |

Eine wichtige Fragestellung beim Entwurf war die Spannungsfestigkeit der Isolationsbereiche, deren Ausdehnung zwischen zwei benachbarten Widerständen durch die spannungsabhängigen RLZ verändert wird. Ebenso wurden die Messelemente so entworfen, dass es durch das elektrische Feld unter spannungsführenden Leiterbahnen nicht zur Verdrängung der Ma-

joritätsladungsträger und zur Inversion des Substrates, und damit zu Channeling kommt (Abschnitt 6.2). Zum Nachweis der elektrischen Stabilität werden freipräparierte Messelemente 1, Variante 1, mit hohen Versorgungsspannungen beaufschlagt. Kommt es bei erhöhter Spannung zum Zusammenlaufen der RLZ oder zu Channeling, so muss dies in einer sprungähnlichen Veränderung des Brückenausgangssignals erkennbar sein. Die Abbildung 7.5 zeigt die Brückenausgangsspannung und die Brückenversorgungs-Spannung über dem eingepprägten Versorgungsstrom bis zur thermischen Überlastung.

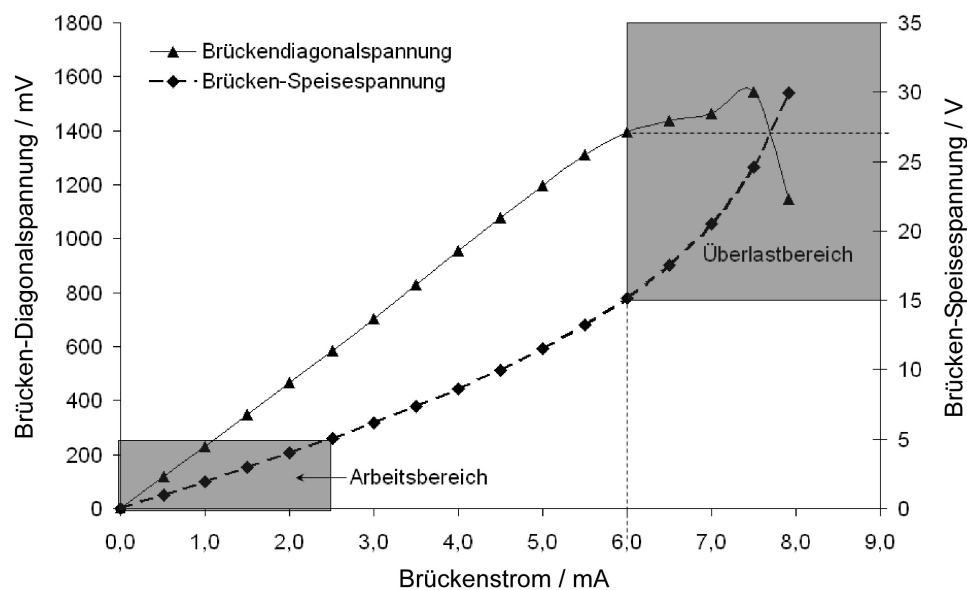


Abb. 7.5: Ausgangsspannung eines verstimmten Messelementes unter Überlast zum Test auf Channeling.

Es ist für kleine Versorgungsströme erwartungsgemäß ein linearer Anstieg der Versorgungsspannung und der Brückenausgangsspannung zu beobachten. Bei höheren Strömen nimmt bei den gewählten Dotierungskonzentrationen der Brückenwiderstand aufgrund der Eigenwärmerhöhung zu und die Kurvensteigung der Brückenspeisespannung wird größer. Bis zu einer Versorgungsspannung von 26 V an der Brücke zeigen sich keine Anzeichen einer nicht-linearen Änderung des Brückensignals. Darüber tritt ein „Abbiegen“ der Kennlinie der Brückenspannung auf, welches andere Ursachen im überbeanspruchten Halbleiter hat. Channeling kann im Arbeitsbereich unter 10 V ausgeschlossen werden. Weiterhin zeigt die Strom-/Spannungskennlinie im Arbeitsbereich lineares Verhalten und damit die technologisch einwandfreie Ausführung des Metall-Halbleiterkontakts. Aufgrund der reproduzierbaren elektrischen Kennwerte sind die Messelemente für die weitere mechanische Charakterisierung geeignet.

7.2 Erster Fertigungsdurchlauf von Messelement 2

Die Umsetzung der Entwürfe für das Messelement 2 erfordert die Abstimmung weiterer Parameter wie der Scheiben-Grunddotierung und die Anpassung eines Trockenätzprozesses. Weiterhin weist die Fertigung grundsätzlich andere Anforderungen an die Vereinzelung auf. Diese Anforderungen lassen sich nicht direkt in den vorhandenen Standardprozess integrieren und erfordern zusätzliche Untersuchungen.

7.2.1 Übersicht zum Herstellungsprozess 2

Zur Fertigung werden, wie im Kap. 6 ermittelt, Siliziumscheiben mit einer Phosphor-Grunddotierung von $2 \cdot 10^{16}/\text{cm}^3$ gewählt. Diese werden direkt vom Hersteller mit einer angeforderten Siliziumoxiddicke von 800 nm bezogen. Zur Implantation werden zwei Möglichkeiten der Maskierung untersucht (Anhang C). Die Abbildung 7.6 zeigt den gesamten Fertigungsablauf für einen gewählten Prozess. Im Anhang C ist der Ablauf ausführlich graphisch dargestellt.

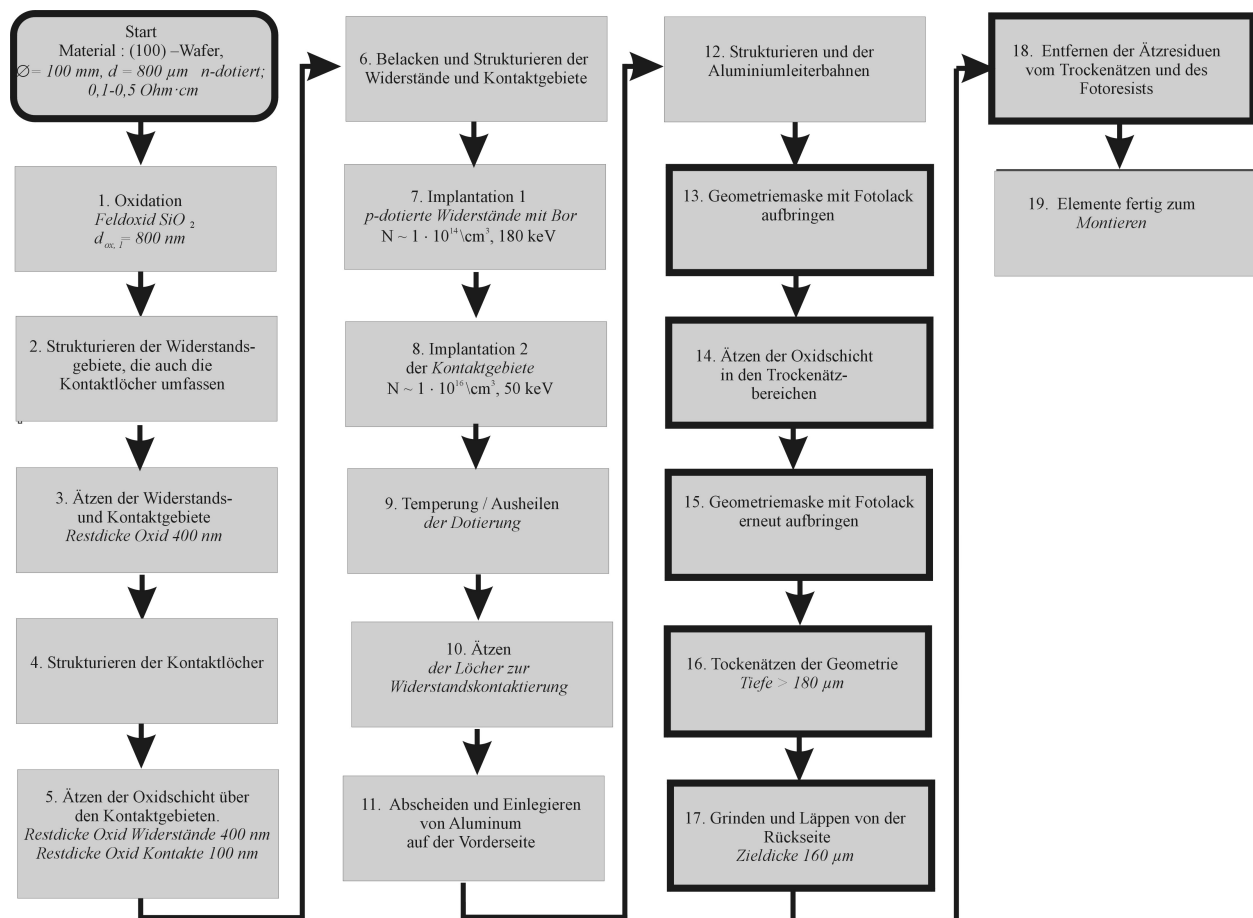


Abb. 7.6: Fertigungsprozess des ersten Musterdurchlaufs für das Messelement 2.
Spezielle Prozessschritte sind fett umrandet.

Besondere Schwerpunkte stellen bei diesem Element die Entwicklung und Prüfung eines Handlingkonzepts, das exakte Konturätzen und das Herstellen der Zieldicke von 160 µm dar.

7.2.2 Handlingkonzept, Konturätzen und Vereinzeln

Zur Erstellung der Geometrie des Messelementes 2 muss ein Trockenätzverfahren mit höchstem Aspektverhältnis eingesetzt werden. Möglich sind Plasmaätzverfahren zur Erzeugung gerader Kanten³. Hierbei können durch ein alternierendes Ätzen und Passivieren mit einem chemisch-physikalischem Ätzabtrag nahezu senkrechte Kanten in Tiefenrichtung, und nahezu beliebige Geometrien in lateraler Richtung erzeugt werden. Die Siliziumbereiche, die nicht geätzt werden dürfen, müssen vor dem Ätzmedium durch eine Maske geschützt werden. Es können prinzipiell Metall- oder Fotolackmasken eingesetzt werden. Beim Ätzen treten Effekte auf, denen durch angepasste Auslegung der Geometrien entgegengewirkt und mit weiteren Maßnahmen begegnet werden kann:

- In Bereichen, in denen viel Silizium geätzt wird, erfolgt der Ätzangriff langsamer, da das Ätzgas verarmt (Loading-Effekt 1).
- In Bereichen, in denen eine Maske große Flächen abdeckt, erfährt diese Maske einen stärkeren Ätzangriff und Abtrag, da das Ätzgas kaum verarmt (Loading-Effekt 2).
- In schmale Kanäle oder Löcher kann das Ätzgas schlechter eindringen, es wird langsamer geätzt.
- Zur Erzeugung von geraden Kanten ist eine hohe Prozessstabilität und eine Kühlung des Substrates von der Rückseite mit geringem Wärmübergangswiderstand im Wafer notwendig.
- Bei einer vollständigen Durchätzung der Scheibe an einer Stelle tritt das Kühlgas von der Rückseite in die Ätzkammer und der Ätzprozess wird gestoppt. Die Messelemente müssen bis zum Ende des Ätzprozesses stabil im Scheibenverbund verbleiben.
- Fotolackmasken sind einfach herstellbar und weisen eine gute Kompatibilität zu den darunterliegenden, schon gefertigten Strukturen auf. Sie sind aber nur begrenzt stabil und weisen einen relevanten Maskenabtrag auf.
- Metallmasken sind relativ stabil gegenüber dem Ätzangriff, aber nur begrenzt mit den gefertigten Strukturen kompatibel, die sie schützen sollen. Es können auch elektrische Aufladungseffekte der Maske entstehen, die den Ionenbeschuss beeinträchtigen.

Prinzipiell ist es möglich, dünne Scheiben mit der späteren Zieldicke von 160 µm direkt zu prozessieren. Dies erfordert für die Verwendung von Trägerwafern während des Ätzprozesses sowie eine Verbindung des Trägerwafers mit dem Strukturwafer. Diese Verbindung muss trennbar sein und einen geringen Wärmeübergangswiderstand aufweisen. Eine

³Trockenätzverfahren mit elektrisch oder günstiger induktiv gekoppeltem Plasma (ICP), Bezeichnungen sind z. B. DRIE-, ICP-, ASE-, Kryo- oder Bosch-Ätzprozess.

Prozessierung dünner Wafer stellte sich als schwierig heraus, da sie sehr bruchempfindlich sind.

Es wird ein Konzept entwickelt, bei dem die Scheibe nach dem Trockenätzen eine ausreichende Stabilität aufweist und die Messelemente erst in einem späteren Schritt durch Abdünnen der Scheibenrückseite herausgetrennt werden. Es werden folgende Maßnahmen unternommen:

- Es werden Maskenstrukturen entworfen, deren offen-zu-geschlossen Bereiche annähernd gleich groß und über der Scheibe annähernd konstant verteilt sind.
- Es werden Spaltbreiten $< 10\text{ }\mu\text{m}$ vermieden.
- Es wird ein Ein-Waferkonzept mit relativ dickem Ausgangsmaterial gewählt, das ein Durchätzen des Wafers auch bei unterschiedlichen Ätzraten auf der Scheibe sicher verhindert und nach dem Ätzen alle Elemente stabil im Scheibenverbund verbleiben. Das Konzept garantiert, im Gegensatz zu einem Konzept mit vorher abgedünnten Scheiben, die optional auf einem Träger montiert werden, einen guten Wärmeabtrag zur Kühlung und eine einfache Weiterverarbeitung der Scheiben.
- Es wird eine Lackmaske aufgetragen, die eine möglichst hohe Dicke aufweist.
- Zur weiteren Stabilisierung kann eine Quervernetzung der Polymerketten der Lackmaske durch eine UV-Härtung der Oberfläche erfolgen [122].

7.2.3 Vereinzeln der Messelemente

Durch den Trockenätzschritt werden die Geometrien der Messelemente vollständig ausgearbeitet. Es muss die Freistellung von der Rückseite erfolgen, ohne Messelemente an der Vorderseite zu zerstören. Es sind hierzu zwei Konzepte vorstellbar:

- Durch chemisches Ätzen von der Rückseite.
- Durch Schleifen – im Speziellen Grinding [1] – von der Rückseite.

Beim Ätzen erfolgen ein Verguss der Messelemente mit Schutzlack auf der Vorderseite und ein chemisches Ätzen ohne Strukturmaske von der Rückseite. Wenn die Restdicke von $160\text{ }\mu\text{m}$ erreicht ist, sind alle Elemente freigestellt und durch den Schutzlack verbunden. Durch Aufkleben mit der Rückseite können von der Vorderseite der Schutzlack entfernt und die Elemente gezielt Vereinzelt werden.

Zum Schleifen und Läppen wird die Scheibe mit der Vorderseite auf eine spezielle Klebefolie geklebt und in einer Schleifmaschine von der Rückseite abgedünnt. Der Schleifprozess induziert prinzipiell höhere mechanische Belastungen in das Messelement als ein chemischer Ätzschritt. Allerdings sind Schleifprozesse zum Vereinzeln von Siliziumchips kommerziell verfügbar [1] und etabliert. Nach Angaben des Anbieters besteht eine hohe Erfolgswahrscheinlichkeit die Elemente sicher freizulegen. Ohne Vorversuche kann allerdings nicht sicher davon ausgegangen werden, dass die speziellen langen, schmalen Strukturen durch eine Haftung auf

der Klebefolie ausreichend fest sind. Der Prozess des Schleifens wird für eine spätere Herstellung eine hohe Effizienz aufweisen und kann prinzipiell in einer überarbeiteten Technologiefolge auch die Herstellung der Messelemente 1 wesentlich vereinfachen (Abschnitt 7.3). Es wird sich deshalb für Vorversuche zur Freilegung der Messelemente von der Scheibenrückseite mit einem Schleifprozess bei der Fa. DISCO [1] entschieden.

7.2.4 Ergebnisse der ersten Musterfertigung von Messelement 2

Die erste Musterfertigung dient zur Konzeptvalidierung. Die elektrischen Funktionselemente – Widerstände, Leiterbahnen und Oxidschichten – werden in einem ersten Durchlauf im Reinraum an der FH Zweibrücken (S. 223) gefertigt. Um die Fertigung ohne zeitliche Unterbrechungen durchführen zu können, kommt ein Spin-On-Dopant zur Herstellung der Widerstände zur Anwendung. In Anhang C sind weitere Ergebnisse zur Durchführung und Vermessung der elektrischen Strukturen angegeben.

Eine spezielle Fragestellung zur Geometrieerzeugung war die Stabilisierung der Fotolack-Ätzmaske. Hierzu wurden weitere Testwafer werden im institutseigenen Reinraum mit einer Fotolackmaske – AZ6632, Dicke $4,2\ \mu\text{m}$ [103] – für Versuche zum Trockenätzen versehen und in Bremen am IMSAS (S. 223) geätzt. Die ersten Tests zeigen die erwarteten und nicht vollständig vermeidbaren Loadingeffekte, die zu unterschiedlichen Ätztiefen bei unterschiedlichen Spaltbreiten führen (Abb. 7.7). Aufgrund der gewählten Scheibendicke von $800\ \mu\text{m}$ bleiben die Tiefenunterschiede unkritisch.

Eine prinzipiell gute Einstellung des Prozesses ist an den graden Kanten im unteren Grabenbereich erkennbar. Trotzdem zeigen sich in den oberen Bereichen schräge Ätzkanten. Es zeigt sich weiterhin ein starker Abtrag der Fotolackmaske. Die schrägen Kanten im oberen Bereich sind deshalb auf eine Kantenrundung der Fotolackmaske, die an Kanten eine geringere Dicke aufweist, zurückzuführen (Abb. 7.7b). Durch einen senkrechten Ätzangriff werden die Lackkanten während des Ätzens langsam abgetragen und das Silizium an den Bereichen der dünnsten Lackschicht zuerst ungewünscht freigelegt. Die laterale Kantenwanderung überträgt sich so als Ausbildung schräger Kanten in das Silizium. Die Form der unteren Grabenstrukturen wurde zu Beginn des Ätzprozesses definiert, als die Lackmaske noch stabil war, und weist deshalb gerade Kanten auf.

Untersuchungen zeigen, dass die Lackkante aufgrund einer thermischen Härtung, die nach dem Entwickeln zur thermischen Härtung des Fotolacks führen soll, eine Rundung aufweist. Diese wird auf einen thermisch induzierten Fließprozess zurückgeführt. Auch ist es möglich, dass die Kantenrundung durch den Wärmeeintrag beim Trockenätzen verstärkt wird. Es muss deshalb die Lackmaske in Bezug auf gerade Kanten und hohe thermische Stabilität optimiert werden.

Weiterhin ist der verstärkte Ätzangriff der Maske in den Bereichen zu erkennen, in denen kein Silizium geätzt wird. So genügt die Lackdicke in der Mitte des Messelements nicht, um die Elemente über die Ätzdauer zu schützen. Es muss die Lackmaske in Richtung höherer Dicke optimiert werden.

Es sind Lacke verfügbar, die bei größerer Dicke mit geraden Kanten strukturiert werden können [104]. Sie weisen aber wiederum einen niedrigeren thermischen Fließpunkt auf. Durch eine UV-Vernetzung nach der Entwicklung und einer gezielten, langsam gesteigerten Temperung kann die Temperaturstabilität der Lackmaske vor dem Ätzen verbessert werden [122]. Weiterhin können alle zu ätzenden Bereiche im Maskendesign flächenmäßig stark eingeschränkt werden um eine gleichmäßigere und schnellere Ätzung zu erzielen. Dies, und die Optimierung der Lackmaske, sind Ziele in Vorversuchen zu einer weiteren Fertigung.

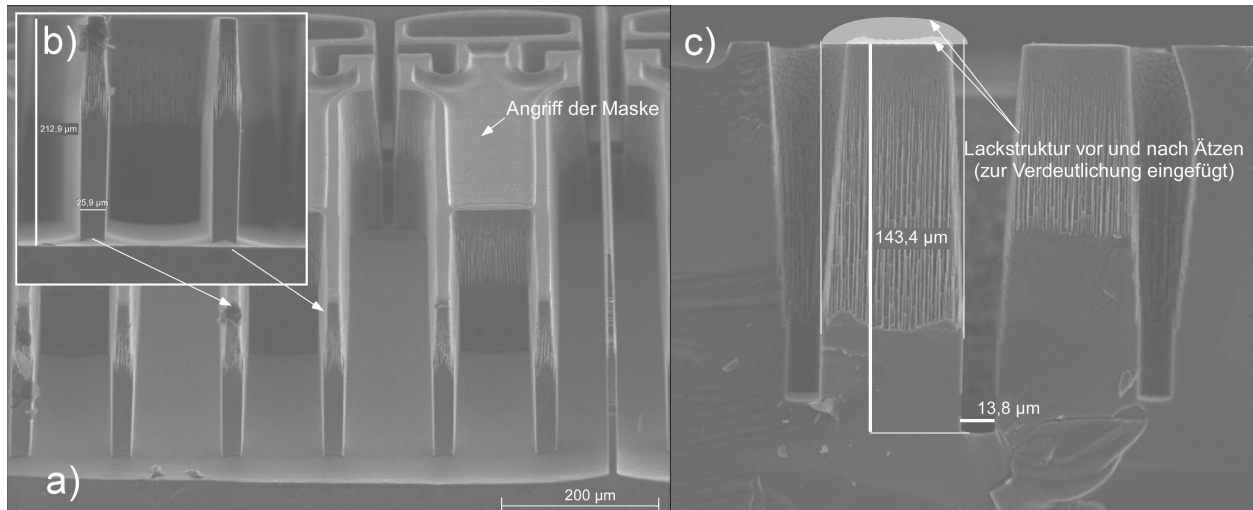


Abb. 7.7: Im ersten Musterdurchlauf gefertigte geometrische Struktur des Messelements 2 (Lackmaske AZ6632 [103]).

a) Gesamte prozessierte mechanische Struktur eines Messelements 2, b) Ausschnitt des Fußbereiches aus Bild a, c) Analyse der Kantenwinkel mit schematischer Darstellung der Ätzmaske.

7.3 Überarbeitung der Varianten und zweiter Musterdurchlauf

Die Messelemente des ersten Musterdurchlaufs werden im Messstand auf Linearität, Hysteresis und Erfüllung des Nennmessbereiches getestet (Kap.10). Weiterhin wird mit der Integration in Führungsdrähte begonnen (Kap.8). Hieraus ergeben sich Erkenntnisse für strukturelle Verbesserungen der Messelemente, z. B. die Forderung nach einer Sekundärpassivierung und vergoldete Kontaktpads (siehe unten). Für die Sensorentwürfe beider piezoresistiven Sensoren wird deshalb ein weiterer Musterdurchlauf mit mehreren Verbesserungen durchgeführt. In den neuen Chipdurchlauf fließen die Erkenntnisse aus den Vorarbeiten zum Entwurf, zur Vermessung der Sensoren auf zwei aufgebauten Spezialmessplätzen, zur Gehäusung sowie zur Kontaktierung und Signalauswertung mit ein.

Für die zweite Serie werden deshalb die Maskensätze aller Elemente komplett überarbeitet und durch neue Varianten ergänzt (Abb. 7.9). Sowohl die Designregeln zur Umsetzung des

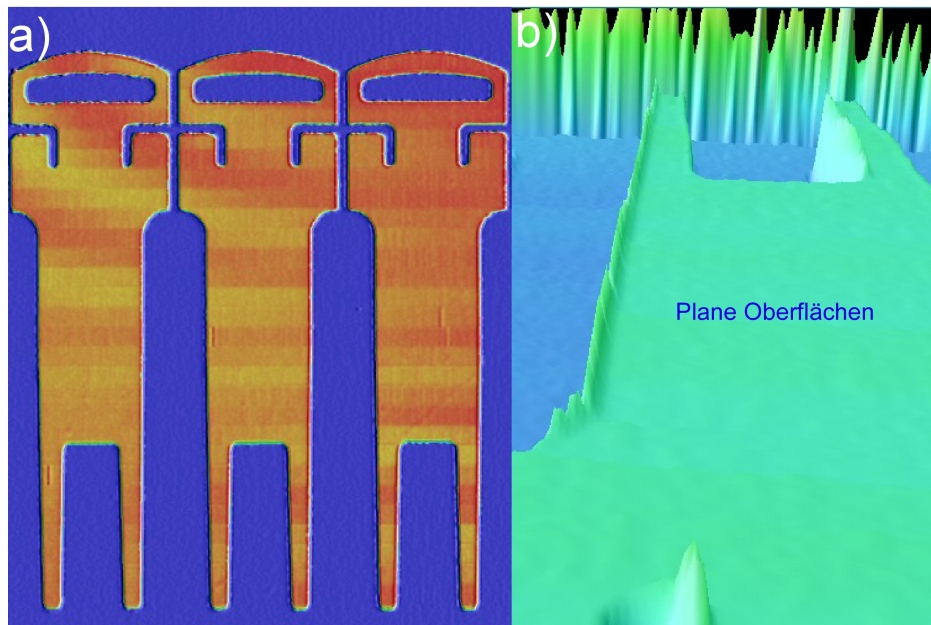


Abb. 7.8: Optimierte Fotolackstruktur, aufgenommen durch konfokale 3D-Mikroskopie (Lackmaske AZ9260 [104]).

a) Draufsicht zeigt homogene Schichtdicke, b) 3D-Ansicht.

ersten Entwurfs als auch die Entwürfe der zweiten Musterserie werden im Rahmen dieser Dissertation erarbeitet. Die Ergebnisse fließen in das beim CiS durchgeführte Projekt KASYS [20] ein. Dieses Projekt hat unter Anderem die Anpassung der technologischen Designregeln zur Fertigung der Elemente der zweiten Musterserie zum Ziel. In diesem Rahmen erfolgt die Fertigung der Messelemente der zweiten Musterserie beim CiS.

Es werden folgende Verbesserungen umgesetzt:

- Realisierung einer Sekundärpassivierung
 - Vermeidet Kurzschlüsse beim elektrischen Kontaktieren
 - Erhöht die Zuverlässigkeit
- Zusatzebene zur Herstellung einer Under-Bump-Metallisierung mit Gold-Deckmetallisierung
 - Herstellung von lötfähigen Kontaktpads zur vereinfachten Führungsdrahtintegration
 - Klebverfahren zur elektrischen Kontaktierung sind anwendbar
- Verzicht auf Substratkontakt
 - Vergrößerung der Kontaktpads möglich
- Wafer-Abdünnung mittels Schleifprozess für Messelemente 1 und 2
 - Verzicht auf erste KOH-Ätzung bei Messelement 1

- Bessere Ausnutzung des Wafers durch Platzeinsparung
- Freistellung der Kraftmesselemente 2 möglich
- Untersuchung von Laser-Stealth-Dicing [3] als schonendes Vereinzelungsverfahren für das Messelement 1
- Dimensionierung von Vorhaltestrukturen zur Konturätzung mittels ICP-DRIE-Silizium-Tiefenätzung durch Vorversuche
- Einführen von Haltestrukturen für Messelemente 2, um bei „Freischleifen“ der Strukturen eine höhere Stabilität zu erzielen
- Zusätzliche Teststrukturen für Messbrückenkonfigurationen für flankierende Projekte

Insgesamt werden vier weitere verschiedene Varianten der Kraftsensoren entworfen und nach den Erkenntnissen aus den ersten Musterserien angepasst. Die verschiedenen Varianten werden im Anhang C beschrieben.

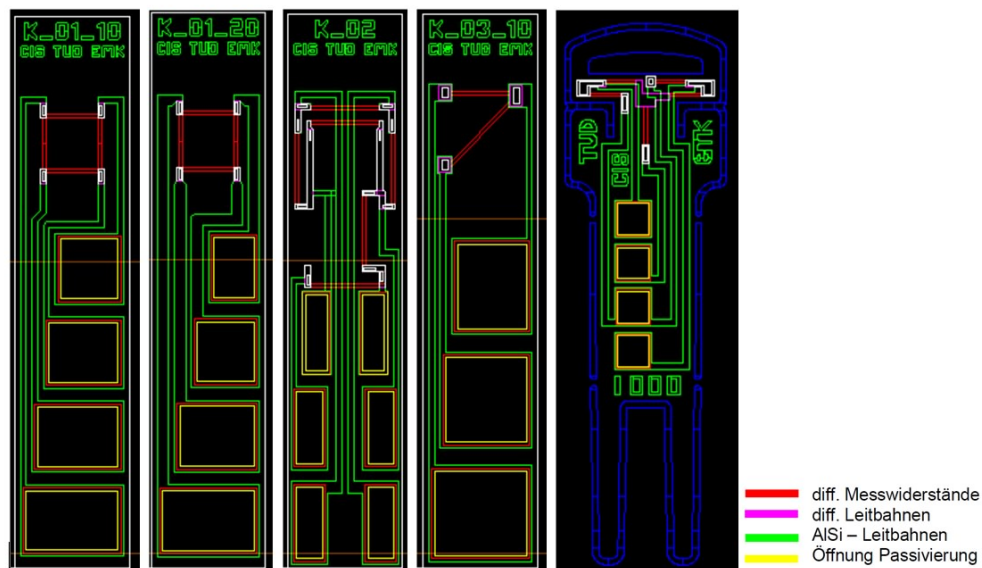


Abb. 7.9: Varianten der im zweiten Durchlauf gefertigten Messelemente.

Die Bezeichnung am oberen Rand gibt den Messelementtyp an (siehe Anhang C). Die Elemente K01 und K02 repräsentieren die überarbeiteten Messelemente 1, Variante 1 und 2 aus der ersten Musterfertigung.

Die im Rahmen des KASYS-Projektes erarbeiteten Ergebnisse mit direktem Bezug zu dieser Arbeit sind, neben der Berücksichtigung der oben genannten Verbesserungen, folgende:

- Die Widerstände aller Messelemente werden durch Ionenimplantation gefertigt und im Scheibenverbund vermessen und kontrolliert.

- Eine in Vorversuchen angewendete Deckschicht aus PECVD-SiON wird bei bei Scheiben zur Fertigung der Kraftmesselemente Typ 2 gegen eine SiO₂-Schicht ausgetauscht, da ansonsten beim Trockenätzen ein übermäßig starker lateraler Ätzabtrag an der Schicht erfolgt.
- Die Vereinzelung durch Laser-Stealth-Dicing [3] der Messelemente 1 ist mit Ausschuss > 10 % behaftet. Der Prozess erzeugt aber bei der Mehrzahl der Elemente besonders glatte Seitenkanten. Die als besonders kritisch eingestufte Variante 2 von Messelement 1 kann vollständig funktionsfähig in großem Umfang durch manuelle Selektion erhalten werden (Abb. 7.10).
- Das Messelement 2 kann mit einer besonders stark klebenden Schutzfolie auf der Scheibenvorderseite – und durch Reduktion der Andruckkraft der Schleifscheibe kurz vor Freilegung der Messelementätzungen – fehlerfrei gedünnt und freigelegt werden. Entwickelte Haltestrukturen sind damit nicht mehr erforderlich.
- Durch das Trockenätzen verbleiben chemisch sehr stabile Ätzresiduen auf dem Messelement 2. Die chemische Entfernung ist inkompatibel zur darunterliegenden titanhaltigen Under-Bump-Metallisierung und schädigt diese.

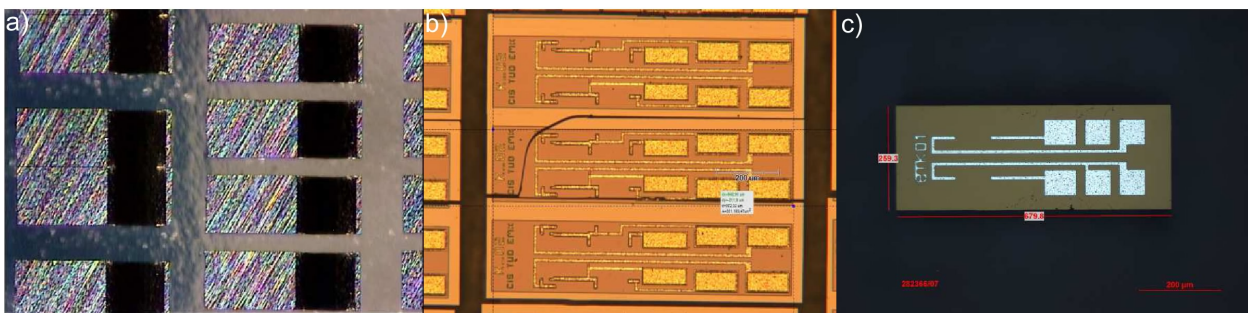


Abb. 7.10: Ergebnisse des Vereinzelungsversuchs mittels Laser-Stealth-Dicing-Prozess.

a) Häufig können Chips nicht getrennt werden, b) es treten vereinzelt Brüche der Messplatte auf, c) die Chip-Draufsicht offenbart vergleichsweise sehr glatte Konturen.

Eine Übersicht zu den gefertigten Elemente vom Typ 1 zeigt Abb. 7.12.

Es ist weiterhin festzustellen, dass sich verschiedene getestete Beschichtungsverfahren für die Under-Bump-Metallisierung sowohl in eigenen Beschichtungsversuchen als auch im Projekt als problematischer herausstellen, als im Vorfeld eingeschätzt. Zukünftige Forschungen sollten deshalb auch die zugrundeliegende Aluminiumschicht in einer Optimierung mit berücksichtigen.

Durch die Fertigung liegen nach der zweiten Musterfertigung Messelemente 1 vor, die über Löten, leitfähiges Kleben und über Drahtbonden elektrisch kontaktiert werden können. Nach der Kontaktierung und Verklebung mit Underfill können die Messelemente in Versuchen sicher und stabil angewendet werden. Aufgrund chemischer Inkompatibilitäten beim Entfernen

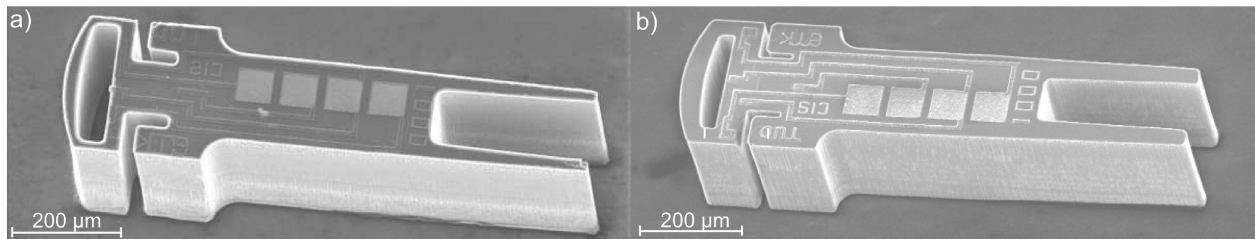


Abb. 7.11: Ergebnisse zur Strukturierung der überarbeiteten Variante von Messelement 2.
 a) Mit Maskenabmessungen der ersten eigenen Fertigung aus Abschnitt 7.2, in Vorversuchen beim CiS/TU Ilmenau hergestellt. Es sind Anätzungen der Leiterbahnen und Widerstandsgebiete aufgetreten. b) Mit optimierten Maskenabmessungen durch Vorhaltebereiche sind die Funktionsbereiche nach dem zweiten Musterdurchlauf vollständig vorhanden.

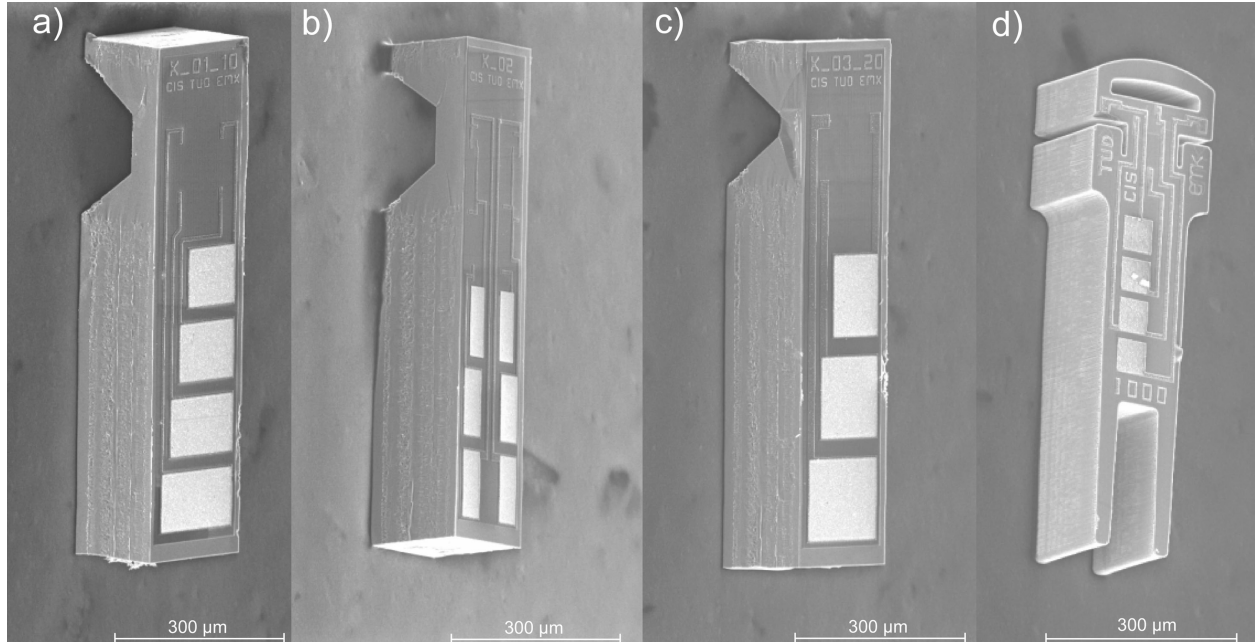


Abb. 7.12: REM-Aufnahmen der im zweiten Musterdurchlauf gefertigten Hauptvarianten der Layouts nach Abb. 7.9.

von Fotolack und Residuen nach dem Trockenätzen wird die Kontaktmetallisierung angeätzt, so dass eine reproduzierbare elektrische Kontaktierung der Messelemente 2 nach dem Trockenätzen vorerst nicht möglich ist.

Im Scheibenverbund gelingt allerdings auch bei diesem Messelement die Vermessung durch Antasten mit Probernadeln. Die Tabelle 7.2 gibt die elektrischen Kennwerte für das überarbeitete Messelement 1, Variante 1 – K01 (Abb. 7.12a) –, sowie für das überarbeitete Messelement 2 der zweiten Musterfertigung (Abb. 7.12d) an.

Tabelle 7.2: Kennwerte der Brückenwiderstände der Messelemente K01 und ME2 aus der zweiten Musterfertigung.

Die Widerstände werden im Scheibenverband bei 30°C, die Temperaturkoeffizienten bei den Stützpunkten 30°C und 80°C ermittelt.

| KENNWERT | BRÜCKEN- WIDERSTAND | TEMPERATUR- KOEFFIZIENT- WIDERSTAND | NULLPUNKT | TEMPERATUR- KOEFFIZIENT NULLPUNKT |
|---|------------------------|---|-----------------|---|
| | R_B [kΩ] | T_{kR} [%/K] | U_0 [mV/V] | T_{kO} [μV/VK] |
| MESSELEMENT 1 – VARIANTE K01 | | | | |
| Mittelwert | 1,936 | 0,313 | 0,35 | 0,027 |
| Standardabw. | 0,007 | 0,002 | 0,374 | 4,265 |
| MESSELEMENT 2 – ZWEITER FERTIGUNGSDURCHLAUF | | | | |
| Mittelwert | 2,070 | 0,380 | 0,788 | –9,830 |
| Standardabw. | 0,062 | 0,137 | 0,304 | 1,482 |

7.3.1 Ausblick für eine zukünftige Fertigung

In einer zukünftigen Fertigung sollte der Ausschuss und die Belastung der Messelemente 1 bei der Vereinzelung verringert werden. Als schonendes Vorgehen kann beispielsweise ein Trockenätzschritt mit einer Tiefe von 60 μm von der Vorderseite und nachfolgender Trennung durch Sägen von der Rückseite erfolgen. In diesem Fall werden die Widerstände beim Vereinzeln praktisch nicht mechanisch belastet. Die Herstellungsprozess wird allerdings aufwändiger. Bei der Entfernung der Lackmaske ist zukünftig auf vorheriges Entfernen der Residuen vom Trockenätzen zu achten oder ein speziell titanverträglicher Remover zu verwenden, um die Kontaktmetallisierung zu schützen.

Auch ist es möglich, die Kavität des Messelements 1 durch Trockenätzen herzustellen. Dadurch lassen sich sehr steile Böschungswinkel erzeugen, wodurch die Empfindlichkeiten der Messsignale für axiale Kraftkomponente F_z und laterale Kraftkomponente F_y besser homogenisiert werden können. Die Länge der Messelemente kann bei gleichen Abmessungen der Kontaktflächen verringert werden. Bei Verwendung von Trockenätzen ist auch die Vereinzelung durch dieses Verfahren in die Betrachtung des Gesamtprozesses mit einzubeziehen, so dass die Fertigung insgesamt noch effizienter gestaltet werden kann. Weiterhin die seitliche Kraftkomponente F_x ebenso mit höherer Empfindlichkeit messbar, da die Widerstände durch

das schonende Vereinzelungsverfahren näher am seitlichen Plattenrand platziert werden können.

Auch wenn die Stückkosten der Messelemente schon jetzt aufgrund der sehr kleinen Abmessungen sehr klein sind, können prinzipiell beide Prozessketten bezüglich einer möglichst hohen Effizienz der Fertigung überdacht und die optimale Anordnung der Fertigungsschritte im Ablauf geprüft werden.

Zum Abschluss der Fertigung des Messelementes 2 sind die Kontaktschichten weiter zu stabilisieren. Die Haftfestigkeit lässt sich auch für die Messelemente 1 noch verbessern. Eine schonende Entfernung der Ätzresiduen ist zu ermitteln.

Prinzipiell ist auch die Messung der mechanischen Spannungen im Messelement 1 auf der Rückseite der Messplatte in der Kavität möglich. Dies hätte eine größere Widerstandsänderung durch die konstruktive Überlagerung von Druck- und Biegespannung zur Folge. Es ermöglicht deshalb auch ein Konzept zur Messung der absoluten Druckspannung in der Messplatte. Dies kann damit zur optimierten Kraftvektormessung bei variierendem Kraftangriffspunkt dienen. Die Herstellung der Widerstände in der Kavität sowie deren Anschluss über die schrägen Berandungen ist technologisch aufwändiger als bei den derzeit umgesetzten Varianten.

7.4 Fazit

Es wird in diesem Kapitel die Fertigung von zwei verschiedenen Messelementtypen in insgesamt acht Varianten gezeigt. Es werden unterschiedliche Fertigungsabläufe vorgestellt. Für das Messelement 1 erfolgt die Herstellung bei einem Halbleiterhersteller. Das Messelement 2 wird in den ersten Schritten eigenständig gefertigt. Die eigenen Untersuchungen im Rahmen der ersten Musterserie bildeten die Basis für den vervollkommenen zweiten Durchlauf beim Halbleiterhersteller.

Da die Fertigung der symmetrischen Elemente aufgrund geringer Haftfestigkeit der Kontaktbeschichtung noch nicht vollständig abgeschlossen ist, werden die weiteren Teilprobleme Kontaktierung, Gehäusung und Test am Messelement mit asymmetrischem Grundkörper dargestellt. Deren Lösungen sind für beide Elemente anwendbar.

8 Elektrische Kontaktierung, Integration in den Führungsdraht und Packaging der Sensoren

In diesem Kapitel wird die Integration der Sensoren in den Führungsdraht erörtert. Ausgehend vom Stand der Technik bei elektrischen Kontaktierungen von MEMS wird die Entwicklung eines geeigneten, neuartigen Kontaktierungsverfahrens mittels Mikro-Kupferkabeln vorgestellt. Alternativ wird eine vereinfachte Kontaktierung mittels spezieller, langer flexibler Leitungsbänder gezeigt. Aufbauend darauf werden vier Konzepte zum Aufbau von Führungsdrähten diskutiert und zwei Typen von Führungsdrähten aufgebaut. Die Teilprobleme *Elektrisch Kontaktieren*, *Elektrisch Leiten* und *Führungsdrahtaufbau/Integration* sind dabei stark verkoppelt und nur begrenzt unabhängig voneinander optimierbar (Abb. 8.2). Weiterhin wird ein Packagingkonzept der Sensorspitze vorgestellt, untersucht und umgesetzt. Die Darstellung der Ergebnisse erfolgt anschließend in Kapitel 10. Da die Fertigung der symmetrischen Elemente noch nicht vollständig abgeschlossen ist, werden die weiteren Teilprobleme *Kontaktieren* und *Packaging* am Messelement 1 mit asymmetrischem Grundkörper untersucht. Die abgeleiteten Lösungen sind für alle Elementtypen und -varianten anwendbar.

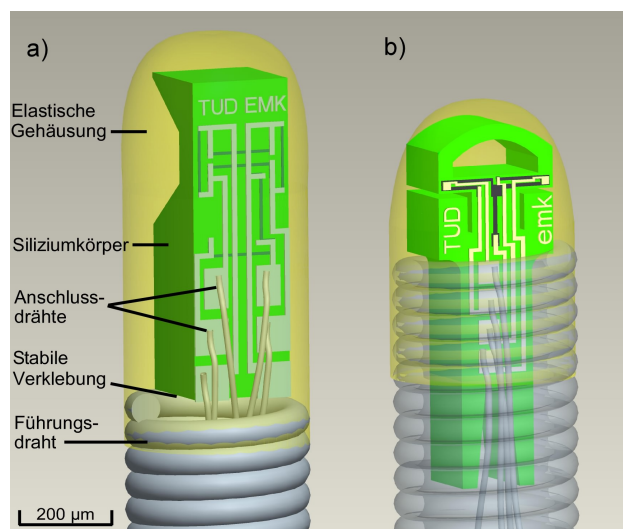


Abb. 8.1: Angedachtes Integrationskonzept nach Kap. 6.

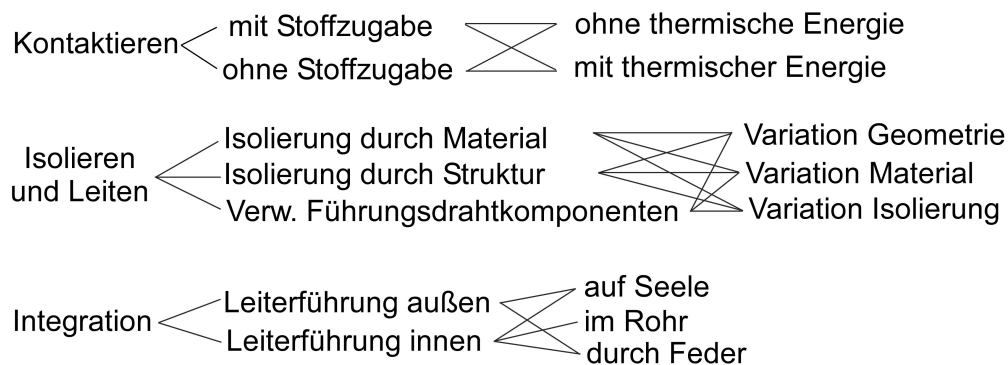


Abb. 8.2: Teilprobleme der Signalübertragung.

Die Teilprobleme sind stark miteinander verkoppelt und nicht getrennt optimierbar. Im Anhang D sind die anwendbaren Technologien als weitere Unterpunkte angeführt.

8.1 Mikro-Kontaktierung des Messelementes zur Integration im Führungsdraht

Aufgrund der extremen Anforderung an minimale Abmessungen des Messelements sind die Kontaktflächen mit maximal $60 \cdot 60 \mu\text{m}^2$ beim Messelement 1 (Nachfolgevariante K01 in Abb. 7.9) und minimal $40 \cdot 50 \mu\text{m}^2$ beim Messelement 2 (Nachfolgevariante K02 in Abb. 7.9) sehr klein ausgelegt. In der zweiten Musterserie wird das Layout der Kontaktflächen angepasst, indem z. B. einzelne Varianten verlängert werden (z. B. Länge $800 \mu\text{m}$ anstatt $640 \mu\text{m}$ bei K02). Dies entschärft zwar etwas die Kontaktierungsprobleme, beseitigt diese aber nicht grundlegend.

Schwierig zu erfüllen ist die Kombination der Anforderungen an die Kontaktierung aufgrund

- der kleinen Abmessungen der Kontaktflächen,
- der großen notwendigen Länge der elektrischen Leiter von $1,8 \text{ m}$,
- der notwendigen robusten Isolierung, um die elektrischen Mikroleiter in den Führungsdraht integrieren zu können ohne die Isolierung zu beschädigen sowie
- des geringen zulässigen Querschnitts des Leitermaterials im Führungsdraht, da dieses ansonsten die notwendige Steifigkeit des Drahtes einschränkt, sowie aufgrund des sehr geringen Platzes im Führungsdraht (Abb. 3.3 und Abb. 4.5).

Damit ist die Kombination der Anforderungen sehr speziell und mit Standardverfahren wie z. B. Drahtbonden nicht zu lösen.

Grundsätzlich kann die Kontaktierung mittels isolierter Kupferdrähte umgesetzt werden, da sie im Vergleich zu Golddrähten eine hohe Zugfestigkeit aufweisen, wodurch die Integration in den Führungsdraht erheblich vereinfacht werden kann. Kupferdrähte sind mit den notwendigen Durchmessern von $20 \mu\text{m}$ bis $30 \mu\text{m}$ als isolierte oder blanke Drähte kostengünstig

verfügbar. Drahtbonden von unisolierten Kupferdrähten ist unter speziellen, kontrollierten Prozessbedingungen möglich. Spezielle isolierte Kupferdrähte zum Ultraschall-Drahtbonden in der Mikroelektronik sind im Entwicklungsstadium und weisen eine spezielle, mechanisch notwendigerweise sehr leicht durchdringbare Isolierung auf. Das Drahtbonden von Kupferdrähten, deren Isolierung für eine Integration in einen Führungsdraht mechanisch ausreichend robust ist, gelingt gegenwärtig nicht.

Alternativ ist die Entfernung einer mechanisch und chemisch robusten Isolation im Mikromaßstab nur schwer mit einer geforderten Längstoleranz von $50\text{ }\mu\text{m}$ durchführbar.

Daher werden zwei spezielle Verfahren zur Integration der Kupferleiter in den Führungsdraht konzipiert und zur Anwendung gebracht:

- Die elektrisch kontrollierte, galvanische Abscheidung von Nickel-Gold-Mikrokugeln an der freigelegten Draht-Frontfläche isolierter Kupferdrähte zur Schaffung eines definierten, elektrischen Kontaktbereiches am isolierten Draht (Abb. 8.3);
- Die Verwendung von strukturierten Flexleiterbändern, die als Schnecke oder Mäander mittels Leiterplatten- oder Mikrotechnologie gefertigt werden (Abb. 8.5).

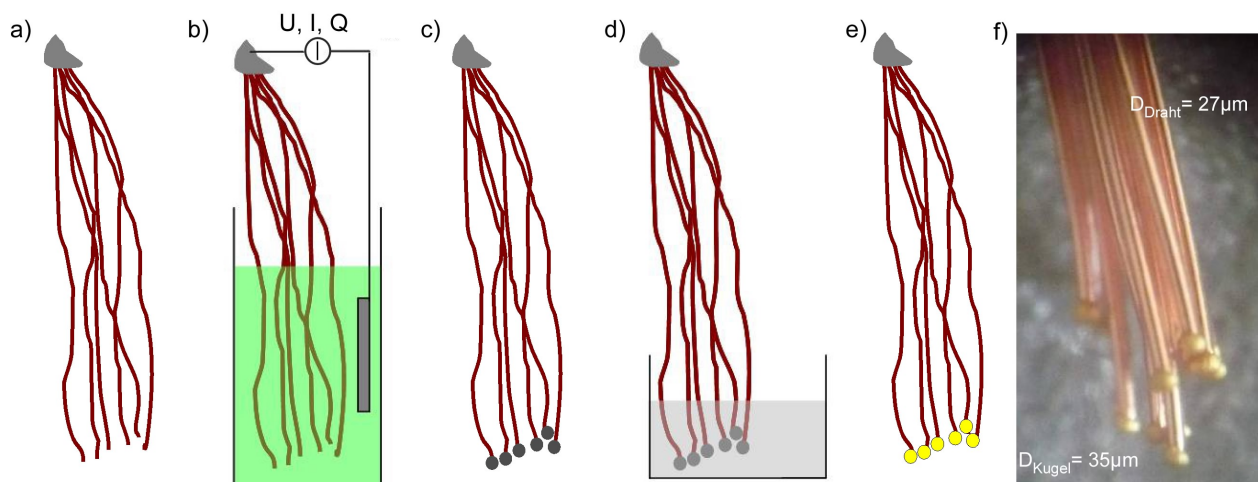


Abb. 8.3: Vorbereitung der isolierten Drähte durch Abscheiden eines definierten, edlen Kontaktbereichs.

a) Kontaktieren der hinteren Drahtenden, Freilegen der Frontfläche durch Schneiden des Drahtes, b) ladungsgeregelte, galvanische Abscheidung von Nickel auf der Frontfläche, c) Spülung der Nickelkugeln, d) chemische Goldbeschichtung der Nickelkugeln, e) Spülung der Kontaktbereiche, f) isolierte Drähte mit definiert abgeschiedenen Nickel-Gold-Kontaktkugeln.

Beide Verfahren haben spezifische Vor- und Nachteile. So garantiert die Kontaktierung über Kupfer-Mikrodrähte eine Energie- und Signalübertragung im Führungsdraht mit geringster mechanischer Rückwirkung auf den Führungsdraht aufgrund des nahezu idealen Füllfaktors. Dies wird im nächsten Abschnitt 8.2 genauer ausgeführt.

Abbildung 8.3 und Abbildung 8.4 zeigen den entwickelten Prozess der Kontaktierung mittels robust isolierter Mikro-Kupferleiter. Die Leiter sind auf sechs Spulen gewickelt und am hinteren Ende elektrisch kontaktiert (Abb. 8.4a). Die sechs Drähte werden durch Polyimid-Röhrchen über manuell justierbare Mikrosteller geführt. Durch Schneiden der Drähte wird ein definierter, oxidfreier Bereich an der Frontfläche der Mikrokabel freigelegt (Abb. 8.3a). Über eine galvanische Nickelabscheidung erfolgt ladungsgeregelt eine Strukturierung von Nickelkugeln auf der Frontfläche der Drähte. Über die Ladungsmenge sind die Durchmesser der Kontaktkugeln definiert einstellbar (Abb. 8.3b und c). Nach der Nickelabscheidung erfolgt eine chemische Goldbeschichtung (Abb. 8.3d). Dadurch werden Kontaktkugeln erzeugt, mit denen die Drähte reproduzierbar und langzeitstabil oxidfrei auf den Messelementen kontaktiert werden können. Im entwickelten Kontaktierungsprozess wird ein thermisch aushärtbarer, mit Silber gefüllter anisotrop leitfähiger Klebstoff zur Kontaktierung verwendet. Die Größe der Kontaktkugel bestimmt die durch Kohäsion applizierbare Klebermenge. Da die Größe der Kugel einstellbar ist, dient diese weiterhin zur reproduzierbaren Klebstoffdosierung (Abb. 8.3f).

Die Abbildung 8.4b stellt ein Messelement während der Kontaktierung dar. Nach der Applikation des Kontakt-Klebstoffes auf der Mikrokugel erfolgt das Ausrichten der Drähte mittels Mikro-Positionssteller und das Absetzen auf den Kontaktflächen. Durch ein gesteuertes Heizelement unter dem Messelement härtet der Klebstoff aus und stellt die elektrische und eine erste mechanische Verbindung her.

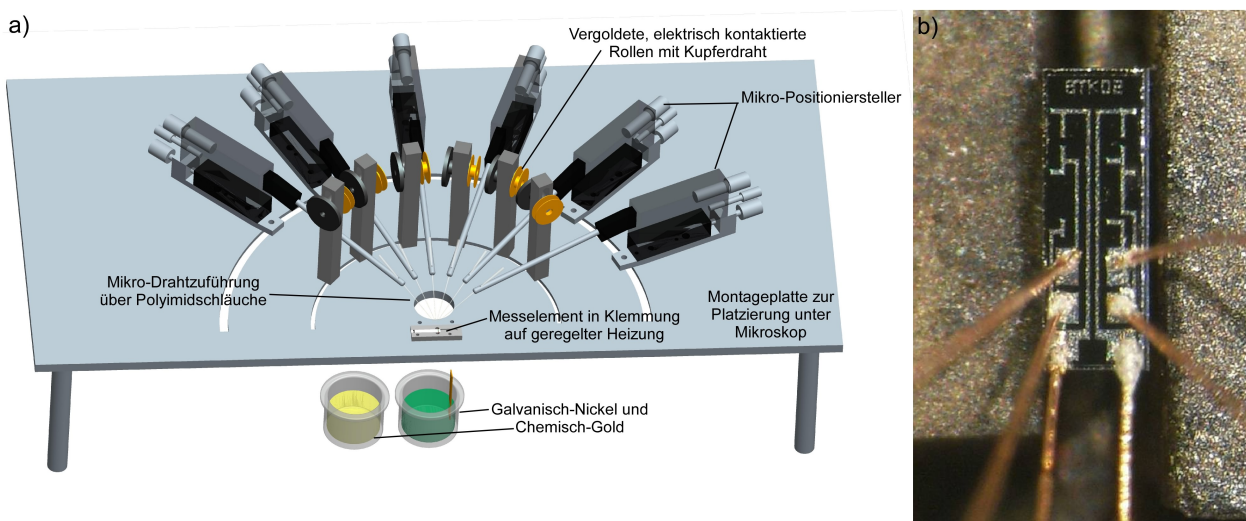


Abb. 8.4: Entwickelte Vorrichtung zum Kontaktieren der Messelemente mittels Kupfer-Mikrodrähten mit galvanisch abgeschiedenen Mikrokontakten.

Der Prozess wird in [99] und [123] genauer dargestellt. Mit diesem Vorgehen können Mikrosensoren stabil mit isolierten Kupferdrähten kontaktiert werden. Es gelingt hierdurch erstmalig, sensorintegrierte taktile Führungsdrähte mit einem Durchmesser von $360\text{ }\mu\text{m}$ und einer Länge von $1,8\text{ m}$ funktionsfähig aufzubauen. Die Abscheidung der Kontakte verläuft nach Optimierung der Prozessparameter durch einen geregelten Prozess unkritisch und reproduzierbar. Es wird ein Parallelprozess an mehreren Drähten gleichzeitig durchgeführt.

Die mechanische Stabilität der Kontakte entspricht mit einer Zugkraft von 32 mN der Hälfte der Reißlast des verwendeten Kupferdrahtes [99, 123]¹. Messungen an durchgeführten Kontaktierungen zeigen einen Kontaktwiderstand von weniger als 5 Ω . Damit sind die Kontaktflächen besonders einfach und reproduzierbar herstellbar. Durch den neu entwickelten Prozess können kostengünstig mikrometergenau definierte Mikrokontaktbereiche mit edlem Kontaktsystem an einem robust isolierten, unedlen und damit kostengünstigen Leiter unter geringstem Edelmetalleinsatz hergestellt werden. Es gelingt damit die Entkopplung der Teilprobleme *Leiten* und *Kontaktieren*, wodurch unabhängige Optimierungen des Leitermaterials, der Isolierung und des Kontaktierprozesses ermöglicht werden. Auf diesen neuartigen Prozess wurde ein Patent erteilt [100]. Weitere Ergebnisse zur Kontaktierung sind in [99] publiziert. Aufgrund der notwendigen Positionierungsschritte von bis zu sechs Mikrodrähten bleibt allerdings der Anschluss auf den Messelementen mit einer Dauer von mindestens 30 Minuten noch aufwändig.

Deshalb werden weitere Versuche mit strukturierten flexiblen Leiterfolien durchgeführt. Hierbei werden alle Kontaktflächen fotolithographisch vorstrukturiert. Es können deshalb mit einer Positionierung des Messelementes auf den Kontakten alle Kontakte gleichzeitig hergestellt werden. Im Gegensatz zur Kontaktierung von Einzeldrähten ist die Kontaktierung des Messelementes auf strukturierten Flexleitern deshalb relativ einfach durch Löten oder anisotropes Kleben möglich.

Aufgrund der flachen Struktur des Bandes lässt sich dieses allerdings nicht optimal in das Innere – in die Mitte – eines Führungsdrahtes integrieren. Eine Integration durch Umwickeln der Führungsdrahtseele ist aber möglich. Derzeitig weisen die speziell strukturierten Flexleiter allerdings einen vergleichsweise geringen Füllfaktor auf: Die 18 μm dicken Kupferleitungen sind auf einem 25 μm dicken Polyimid-Substrat strukturiert und mit einer 25 μm dicken, fotolithographisch strukturierbaren Isolierschicht versehen (Abb. 8.5a). Beim Umwickeln der Führungsdrahtseele ist also ca. 70 μm Platz vorzusehen. Der Durchmesser erhöht sich um 140 μm . Da sich das Leiterband relativ weit außen von der Führungsdrahtseele befindet, geht damit der geringere Füllfaktor besonders stark in das Flächenträgheitsmoment und damit in die Biegesteifigkeit des Führungsdrahtes ein.

Problematisch sind auch hier die Anforderungen von höchster lateraler Strukturauf[lösung] von $A_{\text{Lat}} < 50 \mu\text{m}$ bei gleichzeitig großer Länge von 1,8 m. Diese Anforderungskombination übertrifft den Stand der Technik und ist durch Fotolithographie über Masken oder durch Laser-Direktbelichtung bislang nicht realisiert.

Da die Kontaktierung über Flexleiter den Aufbau sensorintegrierter Führungsdrähte wesentlich vereinfachen kann und die genannten Nachteile der Technologien im Führungsdraht nur experimentell sicher beurteilt werden können, wird der Aufbau langer Flexleiter untersucht. Es wird ein Kontaktlayout entworfen, welches über Mäanderstrukturen einerseits die notwendige Länge zur Integration in den Führungsdraht bereitstellt, andererseits aber genügende Ortsauflösung im Bereich der Kontakte ermöglicht. Durch Versuche wird das Verfahren durch die Fa. ANDUS (S. 224) umgesetzt. Es liegen damit geeignete Flexleiterbahnen

¹MINAMISAVA ermittelt nach einer Optimierung 75 mN [106].

mit 1,5 m Länge vor, auf denen die Messelemente der zweiten Musterfertigung zügig durch Lötten kontaktiert werden können.

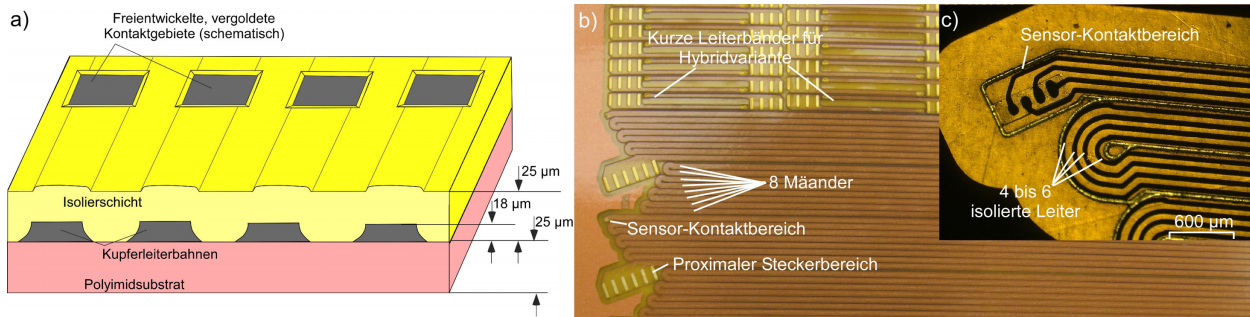


Abb. 8.5: Flexleiter in Mäanderform zur Erzielung großer Leiterlängen bei gleichzeitig guter Mikrostrukturierbarkeit.

a) Schematischer Aufbau und Abmessungen der genutzten Flexleiter, b) Fotografie der Flexleiter als Mäanderstruktur, c) vergrößerter Ausschnitt des Sensorkontaktbereichs.

8.2 Spezieller Führungsdrahtaufbau

Mit den erarbeiteten Kontaktierungstechnologien können insgesamt vier unterschiedliche Aufbauvarianten von taktilen Führungsdrähten mit integrierten elektrischen Zuleitungen abgeleitet werden (Abb. 8.6).

- Integration von Mikrodrähten auf der Seele (Abb. 8.6a sowie Abb. 8.7). Hierzu ist die Integration reißfester Mikrokupferdrähte mit stabiler Isolierung, kontaktiert über galvanisch aufgewachsene Nickel-Gold-Kügelchen die mittels isotrop leitfähigem Klebstoff auf dem Messelement aufgeklebt werden, möglich. Durch sehr flaches Aufkleben der Leiter auf eine Führungsdrahtseele und Einziehen der Seele in die Führungsdrahtfeder erfolgt der Zusammenbau (*Kabeldirektintegration*).
- Integration von Mikrodrähten nach Punkt a, aber Aufbau des Führungsdrahtes als Rohr, Drahtführung in der Mitte des Rohres (Abb. 8.6b).
- Umwicklung der Seele mit speziell hergestellten, mikrostrukturierten, langen Flexleitern, Ummantelung mit Schrumpfschlauch (*Flexleiter*, Abb. 8.6c).
- Kontaktierung des Messelementes mit einem kurzen Stück Flexleiter und Umkontaktierung auf dünne Drähte und Integration nach Abb. 8.6a oder b (*Hybridvariante*, Abb. 8.6d und Abb. 8.8).

Die geringsten mechanischen Rückwirkungen auf die Führungsdrahtkonstruktion und den höchsten Füllfaktor weisen Aufbauten nach Abb. 8.6a und b auf, wofür das Verfahren der Kabeldirektintegration mittels abgeschiedener Nickel-Gold-Kontakte genutzt wird (Abb. 8.7).

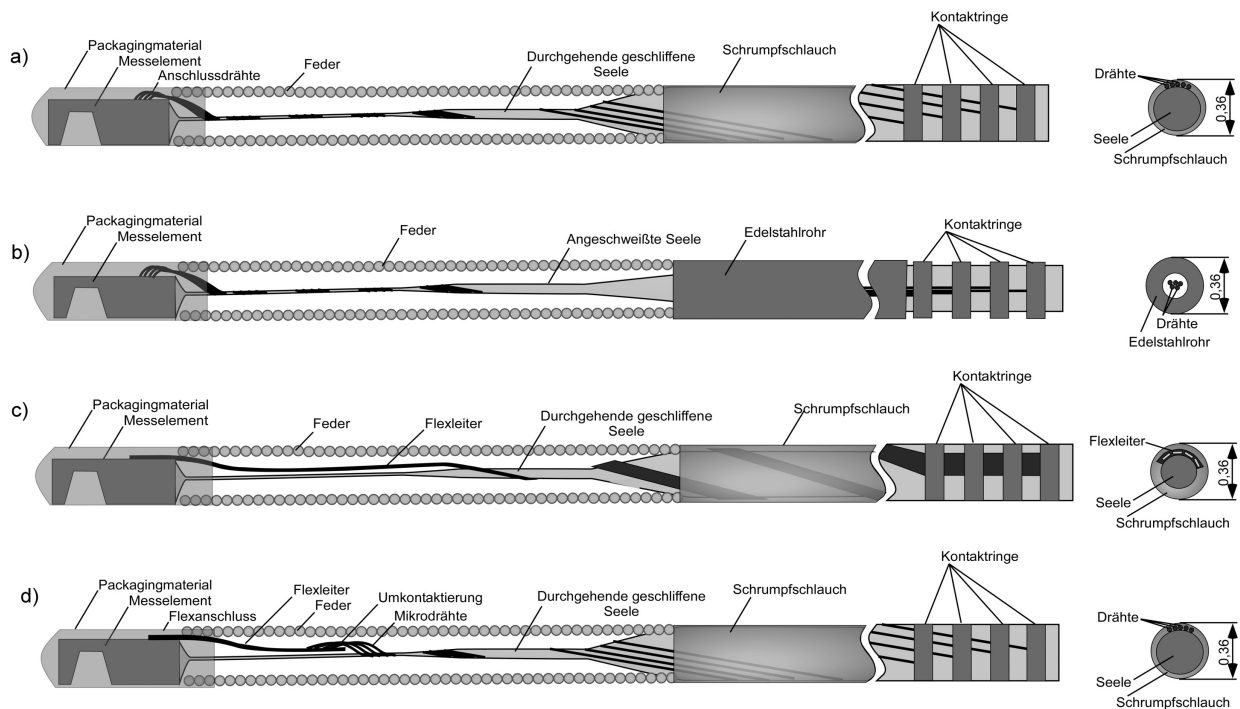


Abb. 8.6: Verschiedene Arten der Leiterintegration in den Führungsdraht.

a) *Kabeldirektintegration und Umwickeln der Seele*, b) *Kabeldirektkontaktierung und Leiterführung im Rohr*, c) *Flexleiter und Umwickeln der Seele*, d) *Kontaktierung mit Flexleiter, Umkontaktierung auf Drähte (Hybridvariante)*.

Damit kann der Führungsdraht an der Spitze sehr flexibel und im hinteren Bereich sehr stabil gestaltet werden, da der notwendige Flächenquerschnitt der elektrischen Leiter minimiert und der Edelstahlquerschnitt der Führungsdrahtseele optimal angepasst werden kann. Auch eine Führung im Inneren des Führungsdrahtaufbaus ist möglich, wodurch sich ein maximales Flächenträgheitsmoment und somit ideale Eigenschaften des Führungsdrahtes ergeben (Abb. 8.6b). Die Abbildung 8.8 zeigt weiterhin den Aufbau eines Führungsdrahtmusters mit Flex-Teilabschnitt und Umkontaktierung mittels Lötén – die Hybridvariante. Die Führungsdrahtvarianten nach Abb. 8.6 a, b und d wurden mit den vom Führungsdrahthersteller angefertigten Komponenten aufgebaut und erfolgreich getestet. Die Labortechnologien stehen für einen Industrie-Transfer zum Aufbau von Prototypen zur Verfügung. Auch zum Aufbau der Variante c) liegen die notwendigen Komponenten vor. Es sind weitere Versuche geplant.

8.3 Packaging der Sensoren

Zum Einsatz der Elemente im Adersystem ist eine biokompatible, stabile Gehäusung des Messelementes unabdingbar und stellt somit ein wichtiges Teilproblem der Sensorentwicklung dar. Das entwickelte Gehäusungskonzept beruht auf der vollständigen Ummantelung

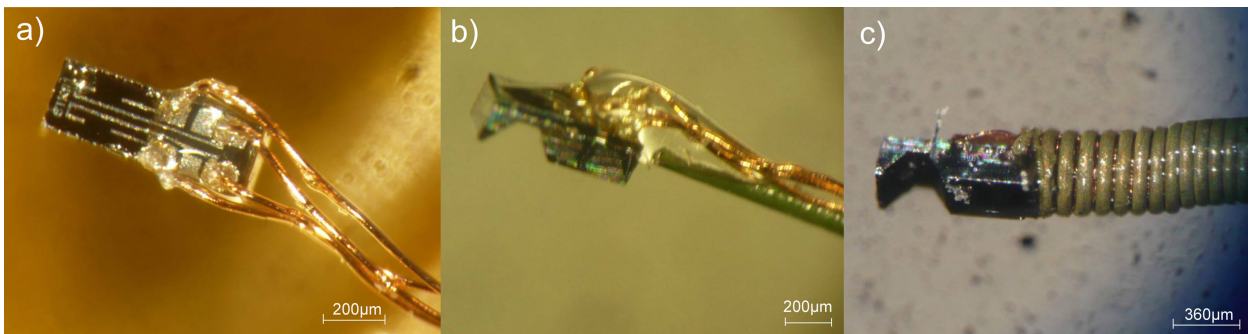


Abb. 8.7: Mit Mikrodrähten direkt kontaktierte Messelemente

a) Nickel-Gold-Kügelchen mit elektrisch leitfähigem Klebstoff versehen und auf den Kontakten abgesetzt, verklebt und mit biokompatiblen Klebstoff gesichert, b) an der Führungsdrahtseele verklebt, c) in einer produkttypischen Führungsdrahtfeder integriert. Die Abmessungen entsprechen den Anforderungen (Durchmesser 360 µm, Länge 1,8 m).

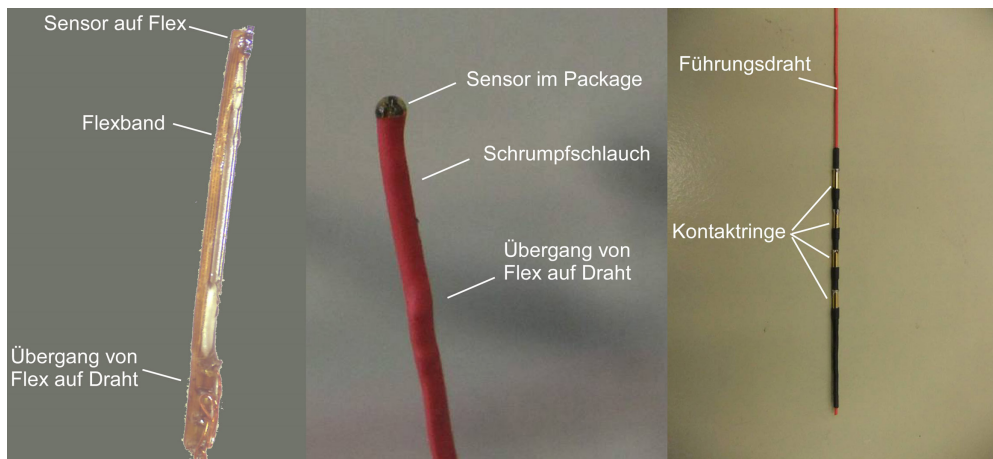


Abb. 8.8: Führungsdraht mit Hybridvariante zur Leiterführung.

a) Flexband mit aufgelötetem Sensor und Umkontaktierung, b) Sensor integriert an der Spitze im Schrumpfschlauch, c) Aus- und Einkopplung der Signale über vergoldete Kontakttringe. Für alle Sensorvarianten in diesem Bild ist der Schrumpfschlauch noch dicker als zulässig (ca. 0,8 mm). Eine Integration in dünneren Schrumpfschlauch ist möglich.

des Messelementes mit elastischem, biokompatiblen und ausreichend festem Material. Allerdings führt ein Verguss mit einem festen Material aufgrund eines Kraftnebenschlusses zu einer Verringerung des Übertragungsfaktors. Weiterhin bewirken unterschiedliche thermische Ausdehnungskoeffizienten, in Verbindung mit der geforderten Steifigkeit des Vergussmaterials, eine Temperaturdrift des Messsignals. Zusammenfassend ergeben sich folgende wesentliche Anforderungen an die Gehäusung:

- notwendige mechanische Stabilität – speziell hohe Haftung auf dem Messelement und hohe Reißfestigkeit – bei möglichst hoher Nachgiebigkeit,

- vorhersagbare Biegung und Dehnung des Messelementes bei Kraft- und Temperatureinfluss als Bedingung zur Kompensation systematischer Fehler,
- grundsätzliche Mikrostrukturierbarkeit,
- ausreichende elektrische Isolation und
- Biokompatibilität.

Die erstgenannten Anforderungen verhalten sich gegensätzlich. Zur Optimierung werden detaillierte experimentelle Untersuchungen durchgeführt, die im Folgenden kurz beschrieben werden.

Materialauswahl

Aus Sicherheitsaspekten ist es essentiell, dass ein Bruch des Messelementes während des Einsatzes in der Blutbahn nicht zum Verlust des Messelementkopfes führt. Ebenso darf ein Verlust des Packagings des Messelementes nicht auftreten. Das Packaging der Messelemente soll deshalb durch einen Verguss mit Polyurethan erfolgen. Polyurethane weisen höhere Haftfestigkeiten auf der Silizium-/ Glasoberfläche des Messelementes, sowie höhere Reißfestigkeiten als Silikone auf. Nachteilig wird hierbei die stärkere Wasseraufnahme und Quellneigung des Polymers sowie die nur für wenige Polyurethane verfügbare Biokompatibilität in Kauf genommen. Diesen Nachteilen soll durch eine zusätzliche Beschichtung mit Parylene als biokompatible, einfach applizierbare Diffusionssperre begegnet werden.

Experimentelle Ergebnisse

Um den Einfluss der Gehäusung zu untersuchen, werden Messelemente auf einen Träger geklebt und mittels Drahtbonden kontaktiert.

Zur Strukturierung des Packagings werden Präzisionsglasröhrchen [131] gekürzt und einseitig unter dem Mikroskop mit Epoxydklebstoff gefüllt. Aufgrund der Kapillarkräfte bildet sich im Glasrohr eine Form aus, die der Polymerkappe entsprechen soll. Durch Schleifen des Rohres unter dem Mikroskop wird die Länge eingestellt.

Für die Versuchsreihe werden Polyurethane mit gestaffelten Härtegraden von Shore A 10 bis Shore A 90 in Staffelung von Shore A 10 verwendet. Um die Verfügbarkeit der Polymere nicht unnötig einzuschränken, wird für die ausgewählten Polyurethane [68] bei dieser Versuchsreihe keine Biokompatibilität gefordert.

Das Polyurethan wird angemischt, entlüftet, und in die mit Formtrennmittel beschichtete Mikroform eingebracht. Unter optischer Kontrolle wird das Messelement im Temperatur- und Vakuumofen justiert (Abb. 8.9), unter Vakuum entlüftet und unter Normaldruck ausgehärtet.

Der Aufbau und das Packaging der Sensoren ist aufgrund der kleinen Abmessungen aufwändig und derzeit mit hohem Ausschuss behaftet. Es werden insgesamt 27 Messelemente aufgebaut und ummantelt. Weitere Elemente ohne Packaging werden in der Versuchsreihe als Referenz vermessen. Die Gehäusung eines Messelements wird in Abb. 8.10 gezeigt.

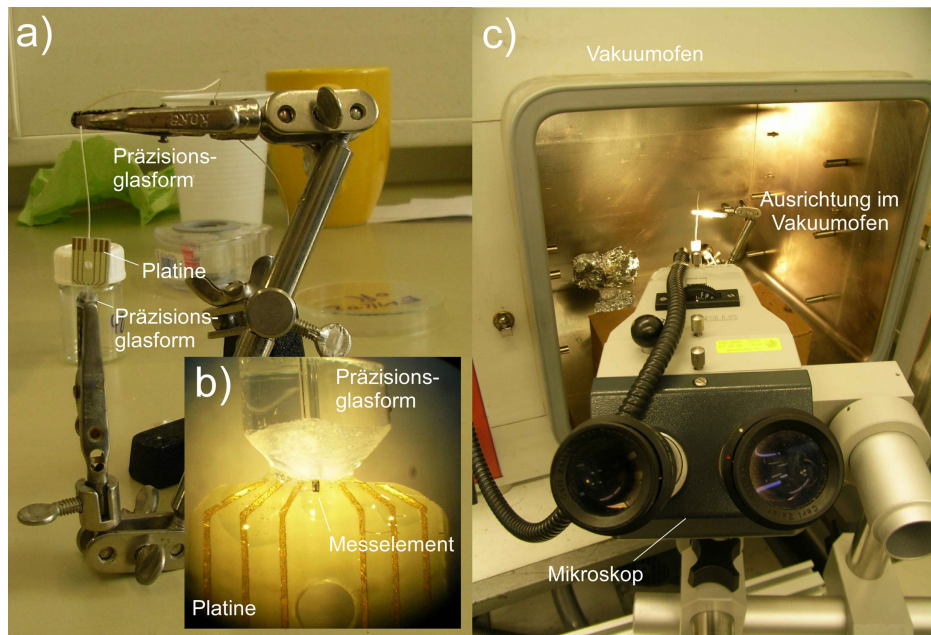


Abb. 8.9: Durchführung des Packings der Messelemente.

a) Vorpositionierung, b) Messelement mit Präzisionsglasform, c) Feinpositionierung im Vakuumofen.

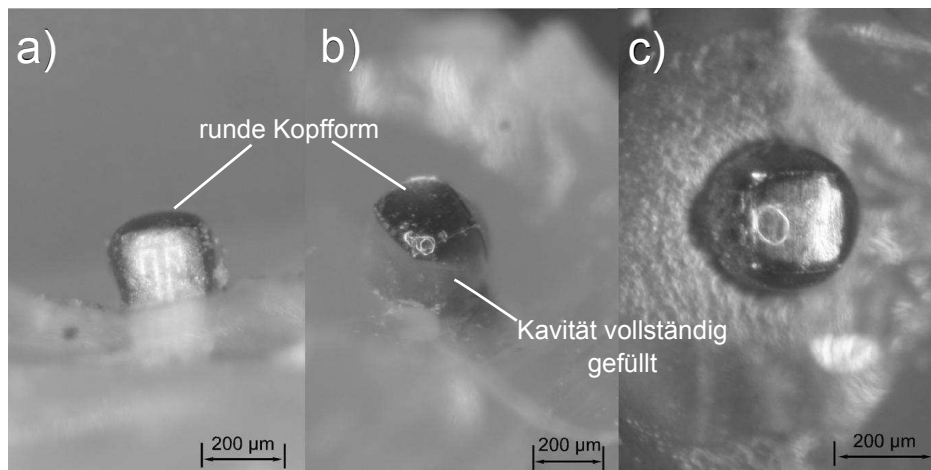


Abb. 8.10: Sensor mit Packaging auf Adapterplatine mit optimierter, mikrogeformter Spitze zur Untersuchung des Packings in Abschnitt 10.3.3.

a) Frontansicht, b) Rückansicht und c) Draufsicht.

Unter geregelter Krafteinkopplung wird der Einfluss des Packings auf den Übertragungsfaktor und die Nullpunktspannung analysiert. Die wesentlichen Ergebnisse zum Packaging sind im Kapitel 10 dargestellt.

Sensoren aufgebaut. Allerdings bleibt der Anschluss der Drähte auf dem Messelement sehr aufwändig.

Deshalb werden mikrostrukturierte, lange Flexleiter hergestellt. Die Messelemente der zweiten Musterfertigung sind darauf durch Löten zügig kontaktierbar. Über die Hybridvariante werden weitere sensorintegrierte Führungsdrähte aufgebaut. Für den Aufbau von Führungsdrähten, die zur Signalleitung nur auf einem Flexleiter beruhen, sind alle Komponenten vorhanden. Der Aufbau ist aber noch nicht vollständig abgeschlossen.

Weiterhin wird ein Packagingkonzept entwickelt und getestet. Die Ergebnisse werden in Kap. 10 dargestellt. Es werden erste Führungsdrähte zum Einsatz in Blut und zur Reibungsminimierung mit Parylene beschichtet.

Bei einer weiteren Überarbeitung der Messelemente für einen realen Einsatz wird das Einführen von Hinterschneidungen zur Verklebung am Führungsdraht zu einer vereinfachten Montage und einem mechanisch noch stabileren Aufbau führen. Derzeitig liegt die Abreißfestigkeit von Messelementen bei über 600 mN [106]. Da nach Abschnitt 4.6 für diesen Durchmesserbereich keine Normen vorliegen, sind hier weitere Tests bei Herstellern und benannten Zulassungsstellen gefordert.

Es sind damit die Fertigungstechnologien zum Musterbau von sensorintegrierten Führungsdrähten vorhanden. Die Technologien stehen darüberhinaus zum Transfer an einen Führungsdrahthersteller bereit.

9 Sensor-Signalverarbeitung im Gesamtsystem

Nach dem Entwurf und der Fertigung der Messelemente soll nun der Entwurf einer speziell an die Messelemente angepassten Signalverarbeitung erfolgen. Nach Kapitel 6 weisen die Elemente unterschiedliche Empfindlichkeiten für die drei Kraftkomponenten auf. Es ist deshalb Ziel, mit den Messelementen die einzelnen Kraftkomponenten unabhängig zu bestimmen und somit auch die Empfindlichkeit der Messelemente gegenüber aus unterschiedlichen Richtungen eingekoppelten Kräften zu homogenisieren.

Die Abbildung 9.1 ordnet dieses Kapitel anhand der Wandlerkette des Sensorsystems ein. Aus der eingepprägten Kraft F wird über die einzelnen Wandler des Sensors die analoge elektrische Ausgangsspannung u generiert.

Ziel ist es, aus den gemessenen elektrischen Spannungen durch Kalibrierung die Kraft F' zu berechnen. Diese entspricht bis auf den zulässigen Fehler der am Messelement anliegenden Kraft F . Der maximal zulässige Fehler beträgt nach Kap. 4 10 %.

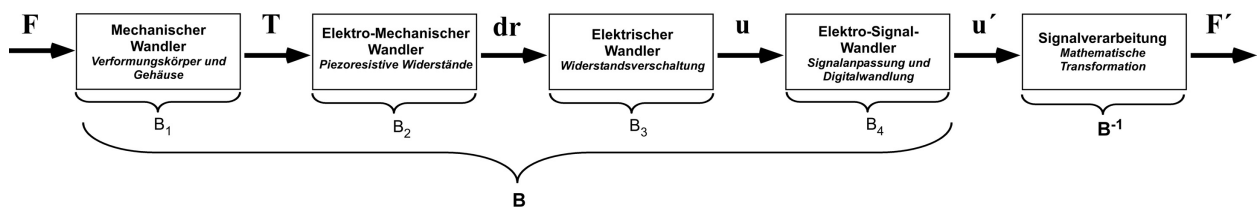


Abb. 9.1: Physikalische Wandlerkette des Mikrosensors mit Signalverarbeitung.

Die Sensorelektronik soll als integriertes, echtzeitfähiges Signalverarbeitungssystem mit einer Verarbeitungsfrequenz $f_g \geq 1 \text{ kHz}$ ausgelegt werden (Kap. 4). Die Sensorelektronik muss Rechenleistung zur Ausführung von Kalibrierberechnungen sowie zur Kompensation systematischer Fehler und zur Filterung der Messspannungen bereitstellen. Da die Kraftmessung und die haptische Kraftdarstellung in Echtzeit erfolgt, muss die Verarbeitungseinheit die Berechnung des Kraftvektors durchführen und die Kraftinformation zeitlich mit einer Verzögerung $t_{\text{verz}} \leq 0,5 \text{ ms}$ ausgeben. Aus dem bereitgestellten Signal können Ansteuersignale für zwei Aktoren zur Krafterzeugung in dem haptischen Bediengerät berechnet werden. Weiterhin ist die Überwachung des Sensorzustandes und zur Selbstüberwachung des Gesamtsystems wünschenswert.

9.1 Ableiten der Sensorkalibrierung

Per Definition ist die Kalibrierung die Feststellung der Abweichung eines Messgerätes vom Sollwert [117]. Es kann weiterhin eine Nachjustierung des Gerätes auf den Sollwert erfolgen. Da bislang kein Messmodell vorliegt, mit dem aus den Sensorsignalen die anliegende Kraft bestimmt werden kann und somit Abweichungen nicht bestimmbar sind, soll der Begriff „Kalibrieren“ in den folgenden Betrachtungen weiter gefasst werden. Im Folgenden wird unter Kalibrieren die experimentelle Bestimmung der Koeffizienten für ein mathematisches Modell verstanden.

Bestimmung des Übertragungsmodells

Beispielsweise erfolgt beim Entwurf der Sensoren in Kapitel 6 eine Vorausberechnung der Übertragungsfaktoren B_i (Abb. 9.1). Es wird ermittelt, wie sich der Ausgang der einzelnen Wandler in Abhängigkeit der Eingangsgröße berechnet

$$\mathbf{u}' = \underbrace{B_1 \cdot B_2 \cdot B_3 \cdot B_4}_B \cdot \mathbf{F} = \mathbf{B} \cdot \mathbf{F} . \quad (9.1)$$

Beim Messen, nach der Kalibrierung, wird der umgekehrte Weg beschritten: Aus der Ausgangsgröße der Wandlerkette wird die Eingangsgröße „Kraft“ ermittelt Gl. (9.2).

$$\mathbf{F}' = \mathbf{K} \cdot \mathbf{u}' \quad (9.2)$$

In der folgenden Herleitung soll zur einfacheren Darstellung nicht weiter zwischen \mathbf{F} und \mathbf{F}' sowie \mathbf{u} und \mathbf{u}' unterschieden werden.

Die Kalibrierung dient im Folgendem dazu, die Koeffizienten der Messfunktion \mathbf{K} zu bestimmen. Hierzu sind zwei Wege möglich:

Erstens kann über die Multiplikation aller analytischen Übertragungsfunktionen B_i die Berechnung der Gesamtübertragungsfunktion \mathbf{B} nach Gl. (9.1) (Abb. 9.1) durchgeführt werden. Nicht exakt bekannte Parameter können in den Übertragungsfunktionen B_i durch Koeffizienten skaliert werden. Die Anpassung der Übertragungsfunktion durch Finden der Koeffizienten bei vorgegebenen Eingangsgrößen ist Teil des Kalibrierprozesses. Die exakte Lösung der Messfunktion \mathbf{K} nach Gl. (9.2) wird durch Invertieren der Gesamtübertragungsfunktion \mathbf{B} erhalten

$$\mathbf{K} = \mathbf{B}^{-1} . \quad (9.3)$$

Die Bestimmung der Inversen der Übertragungsfunktion \mathbf{B} von analytisch exakten Übertragungsfunktionen B_i ist bei Mehrgrößenaufnehmern häufig schwierig. So ist beispielsweise die Ausgangsspannung der elektrischen Messbrücke vom Strom und von den Widerstandswerten, und die Stromverteilung wiederum von den Widerstandswerten abhängig (Abschnitt 9.2.1). Deshalb ist bei der ersten Methode, der Invertierung der exakten Übertragungsfunktion, im hier vorliegenden Fall ein nichtlineares Gleichungssystem zu lösen.

Zweitens kann eine Approximation der Gesamtübertragungsfunktion \mathbf{B} der Wandlerkette durch einen Satz vereinfachter, sicher invertierbarer Übertragungsfunktionen \mathbf{B}_{Ap} mit Funktionen begrenzter Ordnung erfolgen. Die Anpassung ihrer Faktoren wird im Kalibrierprozess vorgenommen. Durch Invertieren der Übertragungsfunktion \mathbf{B}_{Ap} wird die Messfunktion \mathbf{K}_{Ap} bestimmt.

Mögliche Ansätze für \mathbf{B}_{Ap} sind Funktionen mit linearen Zusammenhängen und optional mit zusätzlichen quadratischen oder kubischen Anteilen. Da eine Kraftkomponente immer alle Ausgangsspannungen beeinflusst (Abb. 6.13), müssen alle Wechselwirkungen zwischen Kraftkomponenten und elektrischen Spannungen berücksichtigt werden. Für die Messelemente zur Erfassung von drei Kraftkomponenten ergeben sich für einen linearen Ansatz mit drei Eingangs- und drei Ausgangsgrößen damit neun zu bestimmende Koeffizienten, die in mindestens drei Messvorgängen bestimmt werden müssen. Für jeden weiteren Ordnungsgrad der drei Funktionen ergeben sich mindestens drei weitere notwendige Stützstellen und damit Messungen für die Kalibrierung.

Festlegen der Kalibrierpunkte und Regression durch Modell

Neben der Wahl des Modells der Funktionen für \mathbf{B} und \mathbf{K} werden unterschiedliche Verfahren zur Approximation der Messdaten eingesetzt. Bei der Festpunkteinstellung wird die Kalibrierfunktion für die ermittelten Kalibrierwerte im Nullpunkt und im Nennwert des Sensors exakt approximiert (Abb. 9.2a). Bei der Toleranzbandmethode wird mathematisch die quadratische Abweichung der Kalibrierwerte zur ermittelnden Übertragungsfunktion \mathbf{B} minimiert (Abb. 9.2b).

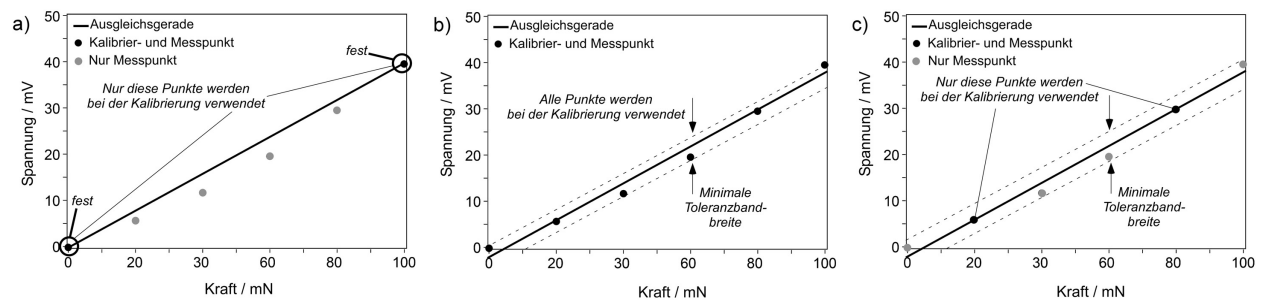


Abb. 9.2: Lage von Regressionsgeraden bei der Kalibrierung.

a) Festpunkteinstellung, b) Toleranzbandmethode und c) I-optimale Kalibrierung schematisch für den eindimensionalen Fall zur Approximation einer Übertragungsfunktion mit nichtlinearem Anteil durch lineare Kennlinie bei geringem Rauschen. Nur die schwarzen Punkte werden bei der Kalibrierung verwendet, graue Punkte geben die Messabweichung an.

Bei der Kalibrierung ist die Messunsicherheit des Messplatzes zu berücksichtigen. Für exakte Kalibrierungen sind die Kalibrierpunkte nicht beliebig zu wählen. Bei bekannter linearer Kennlinie der Messelemente sollten diese möglichst weit voneinander entfernt im mathematisch definierten Messraum liegen, um die Steigung der Kennlinien bei gegebenem Rauschen möglichst exakt zu bestimmen. Die Kalibrierpunkte sollten also etwa bei Nennlast

liegen, und die Kraftrichtungen möglichst orthogonal aufeinander stehen, um das Übersprechen ebenso exakt zu erfassen. Eine vielfache elektrische Überabtastung und Mittelwertbildung an jedem Kalibrierpunkt kann erfolgen, um die Streuung von Messwerten zu reduzieren.

Möglichkeiten zur Reduzierung der Anzahl notwendiger Kalibrierpunkte

Für Ansätze mit Funktionen höherer Ordnung sind zusätzliche Kalibrierpunkte notwendig. Die Einkopplung definierter Kraftvektoren ist aufwändig. Es bietet sich zur Aufwandsreduzierung deshalb die Verteilung und Reduzierung der Anzahl der Kalibrierpunkte über Verfahren der statistischen Versuchsplanung DOE an. Dabei können die Kalibrierpunkte anhand eines gewählten Modells optimal platziert werden. Hierfür sind Optimierungskriterien wie eine maximale Determinante des zu lösenden Gleichungssystems [84] – D-optimaler Versuchsplan – und damit eine möglichst geringe Unsicherheit der zu schätzenden Modellparameter, zu wählen. Ein weiteres zielführend anwendbares Kriterium kann gewonnen werden, indem die Güte des gelösten Gleichungssystems vorab mit einbezogen und maximiert wird. Dadurch kann die Messunsicherheit mit dem gewonnenen Modell minimiert werden – I-optimaler Versuchsplan [41]. Die Ergebnisse sind anhand Abb. 9.2 interpretierbar: Während der D-Optimale Versuchsplan optimale Kalibrierpunkte für eine Festpunkteinstellung (a) vorgibt, verringert ein I-optimales Design die Streuung der Kalibrierpunkte um die Funktionen der Modellbeschreibung für den gesamten Messraum (c). Die Berechnung der Ergebnisse des ermittelten Versuchsplanes ergibt die gesuchte Koeffizientenmatrix für die Messfunktion \mathbf{K} .

Für die Bestimmung der Modellkoeffizienten muss der Sensor mit realen Werten beaufschlagt werden. Es sind weitere Methoden bekannt, die die Anzahl der exakt einzukoppelnden Kraftvektoren bei einer Kalibrierung verringern können: Bei der Shape-From-Motion-Methode [72] wird beispielsweise über Drehen von Sensoren im Gravitationsfeld ein mathematischer Raum von Kalibrierpunkten aufgespannt, denen jeweils ein Satz von Sensorausgangsspannungen zugeordnet wird. Die Fülle der Messwerte kann durch einen einzelnen, exakt applizierten Kraftvektor skaliert und die Kalibrierung abgeschlossen werden. Die Shape-From-Motion-Methode ist bislang nur für den zweidimensionalen Messraum gelöst [42]. Aufgrund der geringen Masse des Sensorkopfes ist sie für die vorliegenden Messelemente nicht geeignet. Es müssen also unterschiedliche, exakt bekannte Kraftvektoren zur Kalibrierung auf den Sensorkopf gekoppelt werden.

Auswahl eines Kalibriermodells

Im Folgenden sollen beide Methoden – die exakte Lösung der Übertragungsfunktion sowie die Approximation durch ein Modell – vorteilhaft kombiniert eingesetzt werden. In Vorversuchen wird die Übertragungsfunktion der Messelemente von der Krafteinkopplung \mathbf{F} bis zur Brückenausgangsspannung u_B für die Kraftkomponenten im Rahmen der Messunsicherheit als linear ermittelt (Kapitel 10). Weiterhin ist die definierte Einkopplung von Kräften im Mikronewtonbereich aufgrund der kleinen Abmessungen sehr anspruchsvoll. Deshalb wird für die folgenden Untersuchungen ein lineares Approximationsmodell gewählt, da es die

Sensoreigenschaften gut wiedergibt und die geringste Anzahl notwendiger Kalibrierpunkte angefahren werden müssen.

Die mathematische Lösung der Kraftvektorbestimmung über eine geschlossene Vollbrücke erfordert, im Gegensatz zur Berechnung der Brückenausgangsspannung, das Lösen nichtlinearer Gleichungssysteme. Über analytische Gleichungen werden die Widerstandsbeziehungen am elektrischen Wandler beschrieben und die nichtlineare Lösungen ermittelt, die es ermöglichen, die Widerstandswerte ohne Kalibrierung auf die Größen Strom I und elektrische Spannungen \mathbf{U} zurückzuführen (Abschnitt 9.2.4). Die über Spannungsmessung und über die nichtlinearen Gleichungen errechneten Widerstandsgrößen sollen in einem linearen Gleichungssystem angewendet werden, um aus den Widerstandsänderungen den anliegenden Kraftvektor zu berechnen. Da alle anderen Funktionen der Wandlerkette als linear angesetzt wurden, ergibt die Lösung dieser Kalibrierkette die exakte Lösung, vergleichbar einer Invertierung der Gesamtübertragungskette \mathbf{B} , aber mit der Sicherheit der numerischen Stabilität aufgrund des invertierbaren Ansatzmodells.

Bei den Messelementen 1, Variante 2 und Messelement 2, Variante 2 sind neben der Wheatstone-Brücke zusätzliche Widerstände im unteren Bereich, entfernt von der Krafteinkopplung, integriert (Abb. 6.13 und 6.17). Mit diesen Messelementen sind für jede Krafttrichtung direkt unabhängige elektrische Spannungen über eine zusätzliche Leitung messbar. Im einfachsten Fall erfolgt damit Bestimmung der Messfunktion \mathbf{K} mit folgendem Vorgehen: Für die Kalibrierung wird der Nullpunkt der elektrischen Spannungswerte am kraftfreien Sensor bestimmt Gl. (9.4).

$$\mathbf{U}_0 = \begin{pmatrix} U_{1,0} \\ U_{2,0} \\ U_{3,0} \end{pmatrix} \quad (9.4)$$

Nachfolgend müssen nacheinander drei unabhängige Kraftvektoren \mathbf{F}_j in das Messelement eingekoppelt werden. Diese bewirken die Messspannungen \mathbf{U}_j . Die drei Kraftvektoren werden in der Kraftmatrix \mathbf{F}_{Kal} zusammengefasst

$$\mathbf{F}_{\text{Kal}} = \begin{pmatrix} F_{x,1} & F_{x,2} & F_{x,3} \\ F_{y,1} & F_{y,2} & F_{y,3} \\ F_{z,1} & F_{z,2} & F_{z,3} \end{pmatrix} . \quad (9.5)$$

Bei jedem Kraftvektor j werden jeweils drei Messspannungen i , also neun Messspannungen $U_{i,j}$ aufgenommen. Sie bilden zusammen mit den Nullpunktspannungen \mathbf{U}_0 die offsetfreie Spannungsmatrix \mathbf{U}_{Kal}

$$\mathbf{U}_{\text{Kal}} = \begin{bmatrix} U_{1,1} & U_{1,2} & U_{1,3} \\ U_{2,1} & U_{2,2} & U_{2,3} \\ U_{3,1} & U_{3,2} & U_{3,3} \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} U_{1,0} \\ U_{2,0} \\ U_{3,0} \end{bmatrix} . \quad (9.6)$$

Für die Übertragungsfunktion gilt nach Gl. (9.1)

$$\mathbf{U} = \mathbf{B} \cdot \mathbf{F} . \quad (9.1)$$

Damit lässt sich die Übertragungsmatrix \mathbf{B} mit den aufgenommenen Kalibrierwerten zu

$$\mathbf{U}_{\text{Kal}} \cdot (\mathbf{F}_{\text{Kal}})^{-1} = \mathbf{B} \quad (9.7)$$

bestimmen.

Mit der gesuchten Messfunktion nach Gl. (9.2)

$$\mathbf{F} = \mathbf{K} \cdot \mathbf{U} \quad (9.2)$$

folgt aus Gl. (9.1)

$$\mathbf{K} = (\mathbf{B})^{-1} = \left(\mathbf{U}_{\text{Kal}} \cdot (\mathbf{F}_{\text{Kal}})^{-1} \right)^{-1} . \quad (9.8)$$

Das bedeutet: Durch Invertieren der Matrix der Testvektoren \mathbf{F}_{Kal} und Multiplikation mit der Matrix der gemessenen offsetfreien Spannungsvektoren \mathbf{U}_{Kal} folgt durch Invertieren die gesuchte Matrix \mathbf{K} . Nachfolgend kann dann der aktuelle Kraftvektor \mathbf{F} über die gemessenen, offsetfreien Spannungsvektoren \mathbf{U} durch Multiplikation mit der Matrix \mathbf{K} nach Gl. (9.1) effizient berechnet werden.

Durch Messen der elektrischen Spannungen können mit diesem Vorgehen Messelement 1, Variante 2 und Messelement 2, Variante 2 kalibriert und der anliegende Kraftvektor berechnet werden. Die tatsächlichen Widerstandsänderungen der sechs Einzelwiderstände müssen hierfür nicht bekannt sein. Es genügen drei Messspannungen.

In die Messelemente sind variantenabhängig vier bis sechs Messwiderstände integriert. Die Information über die drei Kraftkomponenten liegt damit prinzipiell überbestimmt vor. Durch Auswertung der Änderung der Einzelwiderstände kann auch die Temperatur ϑ bestimmt werden. So kann der Temperaturgang der Widerstände korrigiert und die Messunsicherheit verringert werden. Ebenso wird durch dieses Vorgehen prinzipiell auch am Messelement 1, Variante 1 der Kraftvektor durch Bestimmen aller Widerstandsänderungen messbar. Hierfür sind anstatt der drei elektrischen Spannungswerte U_i die vier Widerstandswerte R_i anzuwenden. Das Gleichungssystem erweitert sich dann auf die folgende Form

$$\begin{pmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \\ \vartheta \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} k_{11} & k_{12} & k_{13} & k_{14} \\ k_{21} & k_{22} & k_{23} & k_{24} \\ k_{31} & k_{32} & k_{33} & k_{34} \\ k_{41} & k_{42} & k_{43} & k_{44} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} R_1 - R_{1,0} \\ R_2 - R_{2,0} \\ R_3 - R_{3,0} \\ R_4 - R_{4,0} \end{pmatrix} . \quad (9.9)$$

Es ist im Folgenden das Ziel, die Widerstandsänderungen $\Delta R_i = R_i - R_{i,0}$ zu bestimmen, um sie in dem linearen Gleichungssystem (9.9) anwenden zu können. Weiterhin sollen möglichst stabile elektrische Messspannungen gewonnen werden.

An der geschlossen ausgeführten Brücke sind allerdings nicht alle Widerstandswerte über elektrische Kontakte zugänglich. Im Folgenden soll deshalb über eine Methode und eine Umsetzung gezeigt werden, dass aus den Spannungen an der geschlossenen Vollbrücke das sehr robuste Brückensignal gewonnen sowie alle Einzelwiderstandsänderungen bestimmt werden können.

9.2 Auswertung von Widerstandsbrücken

Die Hauptkomponente der Kraft F_z soll möglichst hoch aufgelöst und driftfrei erfasst werden. Hierfür ist die Auswertung über eine geschlossene Vollbrücke vorgesehen (Abb. 9.3). Gegenüber einer offenen Messbrücke kann weiterhin eine Signalleitung eingespart und der Führungsdrahtaufbau vereinfacht werden. In der Literatur werden Brückengleichungen häufig linearisiert angegeben. Für symmetrische Widerstandsänderungen, wie sie beispielsweise bei Drucksensoren auftreten, ist die Abweichung vernachlässigbar. Bei Kraftsensoren mit beliebig veränderlichen Widerständen gilt dies nicht uneingeschränkt. Die bekannten Gleichungen zur Berechnung der Spannungsänderung aus Widerstandswerten sollen im Abschnitt 9.2.1 aufgegriffen und ab Abschnitt 9.2.2 auf die Nutzung der Änderung von Einzelwiderständen erweitert werden. Anstatt aus den Widerstandsänderungen nur auf die elektrische Spannungen zu schließen, sollen zusätzlich aus den elektrischen Spannungen die Widerstandsänderungen berechnet werden.

9.2.1 Brückenausgangsspannung

Aufgrund des Leitungswiderstandes von $R_L \geq 20 \Omega$ sowie für eine erste Kompensation des Temperaturganges [148] soll Stromspeisung der Brücke angewendet werden (Kap. 6). Für Speisung mit Konstantstrom teilt sich der Hauptstrom I_0 in zwei Brückenströme i_1 und i_2 (Abb. 9.3).

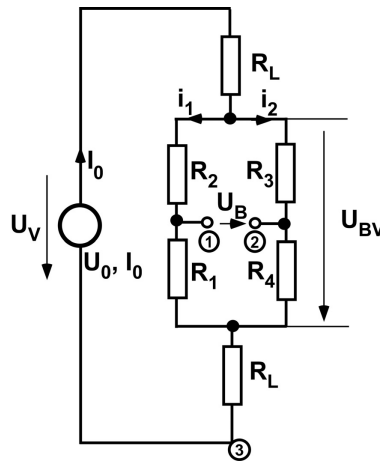


Abb. 9.3: Bezeichnung der Brückenspannungen.

Diese sind von der Widerstandsänderung abhängig und es gilt für i_1

$$i_1 = I_0 - i_2 = \frac{R_3 + R_4}{R_1 + R_2 + R_3 + R_4} \cdot I_0, \quad (9.10)$$

und für i_2 entsprechend

$$i_2 = I_0 - i_1 = \frac{R_1 + R_2}{R_1 + R_2 + R_3 + R_4} \cdot I_0. \quad (9.11)$$

Die Spannung an der Brücke kann nur über Leitungen gemessen werden. Es wird eine hochohmige Spannungsmessung angenommen. Über die Messung an den Brückenpunkten 1 und 2 zum gewählten Bezugspunkt 3 ergibt sich die Brückendifferenzspannung

$$u_B = U_{13} - U_{23} = R_1 \cdot i_1 + R_L \cdot I_0 - R_4 \cdot i_2 - R_L \cdot I_0 = \frac{R_1 R_3 - R_2 R_4}{R_1 + R_2 + R_3 + R_4} \cdot I_0 . \quad (9.12)$$

Durch Bilden der Differenzspannung fällt damit der Einfluss des Leitungswiderstands aus der Messspannung heraus. Unter Annahme gleicher Grundwiderstände R_0 werden die veränderlichen Widerstände als $R_i = \Delta R_i + R_0$ modelliert. Es ergibt sich mit den Widerstandsänderungen ΔR_i für die Brückenspannung u_B

$$u_B = \frac{\Delta R_1 \Delta R_3 + \Delta R_1 R_0 + \Delta R_3 R_0 - \Delta R_2 \Delta R_4 - \Delta R_2 R_0 - \Delta R_4 R_0}{4R_0 + \Delta R_1 + \Delta R_2 + \Delta R_3 + \Delta R_4} \cdot I_0 . \quad (9.13)$$

Zur Abschätzung der Ausgangsspannung von Messelementen können die nichtlinearen Anteile sowie die Widerstandsänderungen ΔR_i im Nenner gegenüber dem Grundwiderstand R_0 vernachlässigt werden und es ergibt sich vereinfacht

$$u_B = \frac{1}{4} (\Delta R_1 + \Delta R_3 - \Delta R_2 - \Delta R_4) \cdot I_0 . \quad (9.14)$$

Aufgrund der Unterdrückung des Einflusses gleichsinniger Widerstandsänderungen, die symmetrisch auf die Widerstände wirken, ist der Temperaturgang des Nullpunktes im Brückensignal u_B kompensiert [167]. Für Widerstände mit geringer Streuung des Grundwiderstandes und gleichen Temperaturkoeffizienten ergibt sich somit ein nahezu nullpunktfreies, rauscharmes Messsignal. Da systematische und stochastische Schwankungen der Versorgungsgröße I_0 an allen vier Widerständen gleichermaßen auftreten, wirken sie sich nur mit der relativen Widerstandsänderung $\Delta R_i / R_0 \leq 0,03$ (Kapitel 6) skaliert – im Vergleich zur Messung eines Einzelwiderstandes – auf das Brückendifferenzsignal u_B aus.

9.2.2 Einzelwiderstände – Ermittlung der Kraftkomponenten

Es ist möglich durch Auswertung unterschiedlicher elektrischer Potentiale an der Brücke weitere Informationen zur Kraftrichtungserkennung abzuleiten. Wird beispielsweise nur der Widerstand R_1 erhöht (Abb. 9.3), so steigt die Spannung U_{13} an

$$U_{13} = R_1 \cdot i_1 + R_L \cdot I_0 = \left(\frac{R_1 \cdot (R_3 + R_4)}{R_1 + R_2 + R_3 + R_4} + R_L \right) \cdot I_0 . \quad (9.15)$$

Durch Einsetzen der Widerstandsänderungen ΔR_i und des Grundwiderstandes R_0 folgt die Spannungsänderung U_{13} allgemein zu

$$U_{13} = \left(\frac{2\Delta R_1 + \Delta R_3 + \Delta R_4 + \left(\frac{1}{R_0} (\Delta R_1 \Delta R_3 + \Delta R_1 \Delta R_4) \right) + 2R_0}{4 + \left(\frac{1}{R_0} (\Delta R_1 + \Delta R_2 + \Delta R_3 + \Delta R_4) \right)} + R_L \right) \cdot I_0 . \quad (9.16)$$

Ist der Leitungswiderstand R_L bekannt, so kann durch Messen der Spannungsdifferenz U_{13} auf die Widerstandsänderung von R_1 und damit auf eine Kraftwirkung F_x geschlossen werden. Die Betrachtung gilt analog für eine Widerstandsänderung von R_3 . Die Höhe der elektrischen Spannung ist abhängig von den weiteren Widerstandsänderungen ΔR_2 und ΔR_4 , und damit nicht vollständig unabhängig von den Wirkungen der anderen Kraftkomponenten F_z und F_y (Abb. 6.12).

Es ist an der Brücke möglich, durch Differenz von zwei Spannungen gleichartige Störeinflüsse zu minimieren und das Ausgangssignal zu verdoppeln (Gl. (9.13)). Diese optimale Verschaltung ist nur für die Messung einer einzelnen Kraftkomponente möglich, wofür im Kap. 6 F_z gewählt wurde. Der etwas stärkere Einfluss von ΔR_1 gegenüber den anderen Widerstandsänderungen ermöglicht aber zusätzlich eine Detektion der Kraftkomponente F_x am Messelement, für die der Widerstand hohe Empfindlichkeit aufweist (Abb. 6.13). Zur Anwendung von Gl. (9.16) in einer Kalibrierung müssen die Einflüsse der weiteren Widerstände über das Gleichungssystem Gl. (9.8) verringert werden.

Die Auswertung ist allerdings wesentlich stärker von der Temperaturabhängigkeit der Messwiderstände beeinflusst als die Auswertung der Brückendifferenzspannung u_B , da gleichartige Einflüsse nicht unterdrückt werden. Schwankungen der Versorgungsgröße I_0 gehen ungedämpft in das Messergebnis ein. Da piezoresistive Sensoren hohe Ausgangsspannen aufweisen, ist eine Messung der Kraftkomponenten möglich. Im langen, dünnen Führungsdraht können Zuleitungswiderstände nur im Bereich von $R_L \geq 20 \Omega$ realisiert werden. Da der Leitungswiderstand nicht vernachlässigbar ist und dieser sich aufgrund von Temperaturänderung bei unterschiedlicher Einschublänge des Führungsdrahtes in den Körper ändert, soll der Leitungswiderstand im Betrieb regelmäßig bestimmt werden. Der Einfluss kann dann kompensiert werden.

Zur optimalen Bestimmung der Mess- und der Leitungswiderstände ist eine Umkonfigurierung der Messbrücke notwendig.

9.2.3 Bestimmung des Leitungswiderstandes

Zur Bestimmung des Leitungswiderstandes bestehen mehrere Möglichkeiten.

Zum Ersten ist er technologisch festgelegt und kann in einem Speicherbaustein als Grundwiderstand und Temperaturkoeffizient abgelegt sein. Über die Einschublänge, die über das haptische Display kontrolliert wird, kann der Temperaturgang kompensiert werden.

Noch präziser kann der Leitungswiderstand in Echtzeit auch unter unbekannten Widerstandsänderungen ΔR_i gemessen werden. Wird beispielsweise die Brücke nach Abb. 9.4d bestromt, so gilt – unter der Voraussetzung, dass hochohmig gemessen wird, und somit zum Punkt 2 kein Strom fließt – für die Messspannungen:

$$U_{12} = U_1 + R_L \cdot I_0 \quad (9.17)$$

$$U_{14} = U_4 + 2 \cdot R_L \cdot I_0 \quad (9.18)$$

$$U_{24} = U_1 + U_4 + R_L \cdot I_0 \quad (9.19)$$

Das Gleichungssystem führt durch Eliminieren der inneren Spannungen U_1 und U_4 an der Brücke zu Gl. (9.20).

$$R_L = \frac{U_{12} + U_{24} - U_{14}}{2 \cdot I_0} \quad (9.20)$$

Somit kann bei jeder Messung eines Kraftvektors auch der Leitungswiderstand durch eine simultane Messung von drei elektrischen Spannungen exakt ermittelt werden. Die Messwiderstände in der Brücke haben keinen Einfluss auf das Ergebnis. Sollten einzelne Leitungswiderstände aufgrund der technologischen Umsetzung nicht identisch sein, so lässt sich mit dieser Methode jeder einzelne Leitungswiderstand bestimmen.

9.2.4 Einzelwiderstandsbestimmung an einer geschlossenen Vollbrücke

Die Auswertung der Spannung am linken und am rechten Brückenarm (U_{13} und U_{23}) gegenüber eines definierten Spannungspotentials, z. B. am Punkt 3, sowie der Gesamtwiderstand der Brückenordnung sind für eine externe Messung zugänglich. Dies entspricht drei Signalen, deren Unabhängigkeit und Linearität aufgrund der gegebenen elektrischen Verschaltung allerdings stark begrenzt ist. Eine maximale Information lässt sich aus dem Sensor gewinnen, wenn alle Einzelwiderstandswerte bestimmt werden können. Es können danach die Informationen aus vier Widerständen zur Berechnung des 3K-Kraftvektors \vec{F} und der Temperatur ϑ angewendet werden.

An vier Leitungen, die zur Brücke führen, sind bei konstanter Beschaltung maximal drei linear unabhängige Differenzspannungen messbar. Zur Bestimmung der Widerstandswerte R_1 bis R_4 müssen mindestens vier unabhängige Gleichungen erhalten werden. Dadurch ist das Gleichungssystem für vier Variablen unterbestimmt und nicht lösbar. Es lassen sich weitere mechanische Randbedingungen finden, welche die Widerstandsänderungen mit mechanischen Spannungen in Verbindung setzen. Mit diesen Randbedingungen wird bei der maximalen Anzahl von drei Kraftrichtungen das Gleichungssystem prinzipiell lösbar, allerdings ohne die Temperatur bestimmen zu können und unter der Gefahr, Gleichungen mit geringer Unabhängigkeit zu verwenden.

Es ist deshalb nun Ziel, durch eine zeitlich alternierende, unterschiedliche Beschaltung und Auswertung der Brückenstruktur weitere unabhängige Gleichungen zu erhalten. Dadurch wird es möglich, alle vier Widerstandswerte an einer geschlossenen Brückenstruktur direkt zu messen. Hierin sind alle primär gewinnbaren Informationen enthalten¹. Es ist so wiederum möglich den Kraftvektor \vec{F} sowie die Temperatur ϑ zu bestimmen.

Wie beschrieben, soll die Versorgung der Widerstände mit vorgegebenen Strom erfolgen. Er soll im Folgenden durch eine Steuer- und Schaltelektronik in jeden beliebigen Anschluss der Brücke nach Abb. 9.4 ein- und wieder ausgespeist werden können. Alle Vorgänge sollen so schnell ablaufen, dass alle Widerstandswerte während einer Messung als konstant anzunehmen sind.

¹Prinzipiell sind weitere Messmethoden denkbar, z. B. die Bestimmung der Temperatur der Widerstände über deren Rauschleistungsspektrum. Dies sollen hier nicht betrachtet werden.

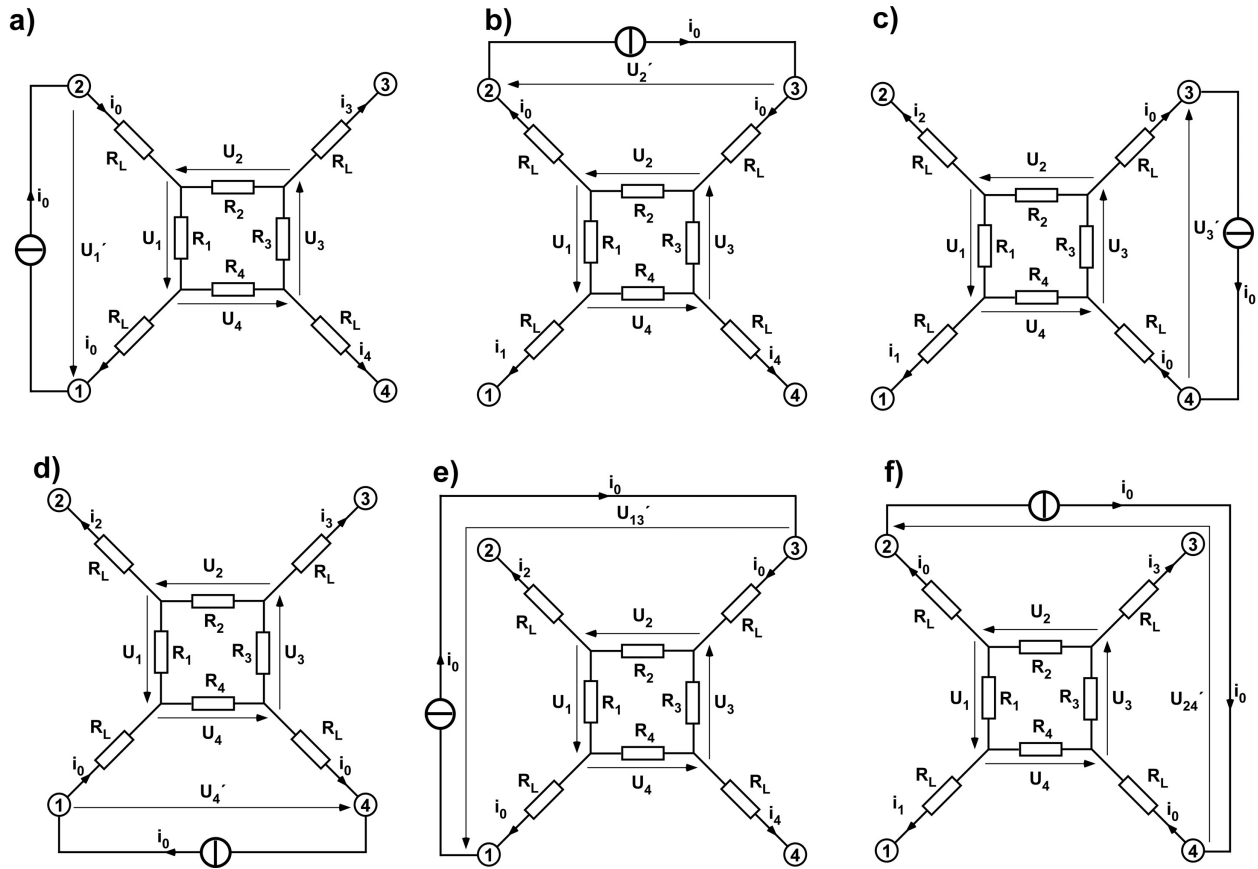


Abb. 9.4: Methode der alternierenden Beschaltung zur Bestimmung der Einzelwiderstände einer geschlossenen Vollbrücke.

Eine technisch einfach zu realisierende Lösung lässt sich finden, wenn ein Strom I_0 durch die Zuleitungen an jeweils einem Messwiderstand R_i über den korrespondierenden Zuleitungswiderstände R_L ein-, und über den benachbarten Leitungswiderstand R_L wieder ausgespeist wird. Die anliegende Spannung U'_i wird gemessen, vgl. Abb. 9.4a.

Für diesen ersten Fall gibt die erste Gleichung (9.21) die außen am Führungsdraht messbare Spannung U'_1 an. Sie wird über den eingprägten Strom I_0 aus dem Widerstand R_1 , der parallel zur Serienschaltung von R_2 , R_3 und R_4 geschaltet ist, gebildet. Zusätzlich müssen bei der Messung am proximalen Ende des Führungsdrahtes die Spannungsabfälle der Hin- und Rückleitungswiderstand R_L berücksichtigt werden. Der Leitungswiderstand wird für alle Leitungen als gleich und für über einen Messzyklus mit der Dauer $t \leq 1$ ms als konstant angenommen. Die an den Leitungen messbare Spannung U'_1 ergibt sich zu

$$U'_1 = \left(\frac{R_1 \cdot (R_2 + R_3 + R_4)}{R_1 + R_2 + R_3 + R_4} + 2R_L \right) \cdot I_0. \quad (9.21)$$

Sie unterscheidet sich von der am Widerstand anliegenden Spannung U_1 um $2R_L I_0$.

Beim Weiterschalten der Bestromung und Spannungsmessung nach Abb. 9.4 von a über b, über c nach d ergeben sich insgesamt vier elektrische Spannungen, die durch ein System von

vier ähnlichen Gleichungen – wovon Gl. (9.21) die erste Gleichung darstellt – beschrieben werden können. Dieses Gleichungssystem Gl. (E.1) kann nach den Zielgrößen, den gesuchten vier Einzelwiderständen der Brückenverschaltung, aufgelöst werden.

Eine gute Lösbarkeit des Gleichungssystems kann erzielt werden, indem die vierte notwendige Gleichung durch eine Linearkombination aus den zwei elektrischen Spannungen U'_3 und U'_4 nach Gl. (9.22) formuliert wird. Diese Gleichung hat, bis auf das vierfache Auftreten des Leitungswiderstandes, die Struktur einer besonders stabilen Brückendifferenzspannung nach Gl. (9.12).

$$U'_3 + U'_4 = \left(\frac{(R_1 + R_2)(R_3 + R_4)}{R_1 + R_2 + R_3 + R_4} + 4R_L \right) \cdot I_0 \quad (9.22)$$

Zur Verringerung der Messunsicherheit kann die Brückendiagonalspannungen zwischen den Punkten 1 und 3 (U_{13}) sowie 2 und 4 (U_{24}) nach Abb. 9.4e und f nach Gl. (9.12) direkt gemessen werden, anstatt eine Linearkombination von zwei Messungen hinzuzuziehen. Hierdurch kann der Messfehler reduziert werden.

Unter der Randbedingung, dass simultan nur zwei Leitungen kontaktiert und an diesen gemessen wird und die anderen Sensoranschlüsse hochohmig geschaltet sind, ergeben sich sechs mögliche Messspannungen, nämlich U_{12} , U_{23} , U_{34} , U_{41} , U_{13} und U_{24} . Hieraus müssen mindestens vier Gleichungen zur Bestimmung der vier Widerstandswerte gewählt werden. In Abhängigkeit von der Kombination der verwendeten Messspannungen ergeben sich Klassen von einfachen und aufwändigen Lösungen für die Widerstände R_1 bis R_4 . Für die Lösung von Gleichungskombinationen unter Verwendung von beiden möglichen Brückendiagonalspannungen ergeben sich sehr aufwendige Lösungen.

Für eine alternierende Bestromung ergibt sich unter Verwendung von drei Gleichungen zur Messung an einem Einzelwiderstand² nach Abb. 9.4a—d, sowie einer Gleichung zur Messung an der Brückendiagonale nach Abb. 9.4e—f, das im Anhang E dargestellte Gleichungssystem (E.1).

Die Lösung des Gleichungssystems führt zu den Gleichungen der gesuchten Einzelwiderstände (Gl. (E.2) in Tabelle E.1). Hierbei ist der Wert des Leitungswiderstandes R_L nach Abschnitt 9.2.3 schon bekannt, der Strom I_0 wird vorgegeben und die elektrischen Spannungen werden durch Messen bestimmt. Alle Unbekannten im System sind somit eliminiert. Nur durch die beschriebene Kombination der Gleichungen lassen sich exakte Lösungen gewinnen, die auf quadratische Ordnung beschränkt sind und eine Anzahl von 40 Multiplikationen pro Widerstandsberechnung nicht überschreiten. Damit sind die ermittelten Gleichungen für die Echtzeitverarbeitung in einem Mikrocontrollersystem gut geeignet. Durch Messung der Spannungen U'_1 bis U'_4 , U'_{13} und U'_{24} am hinteren Ende des Führungsdrahtes kann unter Kenntnis des in Abschnitt 9.2.3 bestimmten Leitungswiderstandes R_L und des Messstromes I_0 nun jeder Einzelwiderstand unabhängig von den anderen ohne Nebenbedingung bestimmt werden.

²Dem Einzelwiderstand sind in diesem Fall drei seriell verschaltete Widerstände parallel geschaltet, siehe Abb. 9.4a—d.

Die mechanische Struktur des Messelementes und die Anordnung der Widerstände sind so ausgelegt, dass eine Kraftwirkung \mathbf{F} über den mechanischen Spannungszustand \mathbf{T} definierte Widerstandsänderungen ΔR_i hervorrufen, die immer eine Linearkombination von vier Gleichungen bilden, deren Unabhängigkeit auf den Rang 3 beschränkt ist. Es muss somit möglich sein, neben den drei Kraftrichtungen einen weiteren abhängigen Parameter, in diesem Fall die Temperatur ϑ , zu bestimmen. Hierzu soll das Gleichungssystem (9.9) angewendet werden.

Alternativen, Begründung und Auswahl

Es können weitere Möglichkeiten ermittelt werden, die Bestimmung der Einzelwiderstände durchzuführen. Ein Weg zur Reduktion der Schaltvorgänge besteht in der simultanen Messung aller Anschlussspannungen während eines Messschrittes, vergleichbar mit der Bestimmung des Leitungswiderstandes in Abschnitt 9.2.3. Auch mit dieser Methode ist mindestens eine Konfigurationsänderung der Brücke notwendig, da über vier Leitungen nur drei Differenzspannungen abgegriffen werden können. Alternativ kann weiterhin anstatt einer alternierenden Bestromung mit zwei Leitungen eine konstante Bestromung erfolgen, wobei aber einzelne Leitungen gegen Masse kurzgeschlossen werden und so die Konfiguration der Brücke geändert wird. Beide Möglichkeiten werden hier nicht weiter untersucht. Aufgrund des gleichmäßig hohen Spannungspegels der Messspannungen und der symmetrischen Struktur der Gleichungen werden für die erste, ausführlich dargestellte Variante, die insgesamt genauere Ergebnisse für alle Widerstände erwartet als bei der Messung von allen Spannungen gleichzeitig unter Minimierung der Umschaltvorgänge. Es sollen deshalb die Gleichungen nach Tabelle E.1 implementiert werden. Die Ermittlung der Genauigkeit des implementierten Algorithmus erfolgt messtechnisch in Abschnitt 9.4.

9.3 Aufbau einer angepassten Signalelektronik

Aufgrund der im vorherigen Abschnitt 9.2.4 entwickelten Algorithmen auf Basis einer alternierenden Beschaltung der Widerstandsstrukturen erfolgt der Entwurf und Aufbau der Signalelektronik mit den Anforderungen aus Tabelle 9.1.

Besondere Herausforderungen resultieren aus den unterschiedlichen Nullpunktspannungen bei sehr schnell wechselnden unterschiedlichen Messkonfigurationen. Dabei muss vor einer Vorverstärkung des Spannungssignals die Nullpunktspannung weitgehend eliminiert werden, um den Verstärker nicht in die Sättigung zu treiben. Die Abbildung 9.5a zeigt das gewählte und umgesetzte Schema der Signalelektronik.

Hierbei wird durch einen Mikrocontroller/*Micro Controller Unit* (MCU) [146] das Messsystem gesteuert. Über einen achtkanaligen Digital-Analogkonverter (DAC) [8] können Analogspannungen erzeugt werden. Hiervon wird ein Kanal verwendet, um eine geregelte Stromquelle [82] anzusteuern, die den Speisestrom I_0 bereitstellt. Der Strom I_0 wird über elektronisch konfigurierbare 1:8-Multiplex-Schalter (MUX1) [163] auf den Sensor geschaltet. Über einen weiteren identischen, als 8:1-Multiplex-Schalter genutzten Baustein (MUX2) kann der Sensorstrom I_0 vom Sensor zur Quelle zurückgeführt werden. An der Hin- und Rückleitung

Tabelle 9.1: Anforderungen und realisierte Kennwerte der Signalelektronik

| F/W | BEZEICHNUNG | ANFORDERUNG | REALISIERT |
|-----------------------------|---|--|--|
| MESSKANÄLE | | | |
| F | Anzahl der Messkanäle für Widerstandsänderungen | 6 | 6 |
| F | Auflösung | $A_U < 10 \mu\text{V}$ | $A_U < 0,25 \mu\text{V}$ |
| F | Wandlungszeit für aktivierte Kanäle | $t_{\text{cov}} < 100 \mu\text{s}$ | $t_{\text{cov}} < 20 \mu\text{s}$ |
| NULLPUNKTKOMPENSATION | | | |
| F | Anzahl Kanäle | 6 | 6 |
| F | Spanne | $-6 \text{ V} < U_{\text{comp}} < 6 \text{ V}$ | $-9 \text{ V} < U_{\text{comp}} < 9 \text{ V}$ |
| F | Einstellzeit | $t_{\text{comp}} < 100 \mu\text{s}$ | $t_{\text{comp}} < 20 \mu\text{s}$ |
| SENSORVERSORGUNG | | | |
| F | Stromspeisung | $i_0 = 1,00 \text{ mA}$ oder einstellbar | $-2,00 \text{ mA} \leq i_0 \leq 2,00 \text{ mA}$ |
| W | Alternierende Speisung, beliebig konfigurierbar | 6 Eingänge, 6 Ausgänge | 6 Eingänge, 6 Ausgänge |
| F | Schaltzeit | $t_{\text{schalt}} < 10 \mu\text{s}$ | $t_{\text{schalt}} < 5 \mu\text{s}$ |
| WEITERE SENSORNAHE HARDWARE | | | |
| F | Strom- und Fehlerstrommessung im Führungsdraht | $\Delta i < 10 \mu\text{A}$ | $\Delta i < 8 \mu\text{A}$ |
| WEITERE ANFORDERUNGEN | | | |
| F | Programmierbar im zeitlichen und logischen Ablauf | Flash-Programmspeicher | ✓ |
| F | Rechenleistung zur Berechnung des Kraftvektors | IPS > 600.000 Integer-Multiplikationen/s | ✓ |
| W | Rechenleistung zur Berechnung des Kraftvektors | IPS $> 1,0 \text{ MFLOP/s}$ | ✓ |
| F | Echtzeitschnittstelle für errechneten Kraftvektor | SPI | ✓ |

sind Strommessfunktionen integriert, die durch Differenzmessung des hinein- und hinausfließenden Stroms I_0 eine Fehlerstromerkennung ermöglichen. Die elektrischen Spannungen an den Sensoranschlüssen werden auf Spannungsfolger [82] – Elektrometerverstärker – gekoppelt, die im Gegensatz zu Instrumentenverstärkern einen hohen Eingangswiderstand bei beliebigen Differenzspannungspegeln garantieren und so einen sicheren Nullpunktgleich ermöglichen. Die Messspannungen gelangen anschließend auf den positiven Eingang von Instrumentenverstärkern [157]. Am negativen Eingang werden die einstellbaren Ausgangsspannungen des DAC aufgekoppelt, die nach erfolgtem Nullabgleich den Nullpunktspannungen am Sensor entsprechen. Hierdurch wird durch die Instrumentenverstärker nur die offsetfreie Spannungsdifferenz verstärkt. Die tatsächlich am Sensorausgang anliegende Spannung ergibt sich somit aus dem Spannungswert des jeweiligen DAC-Kanals und der gemessenen Differenzspannung am Instrumentenverstärker. Die Spannungsmessung erfolgt nach weiterer Verstärkung ($G = 60$) über sechsfach ausgeführte 16-Bit-Analog-Digitalkonverter (ADC)-Kanäle [7] mit simultaner Wandlung. Die digitalisierten Spannungen werden von der MCU ausgewertet. Somit sind mit dem Programmablauf nach Abb. 9.5b alle Kraftsensorvarianten

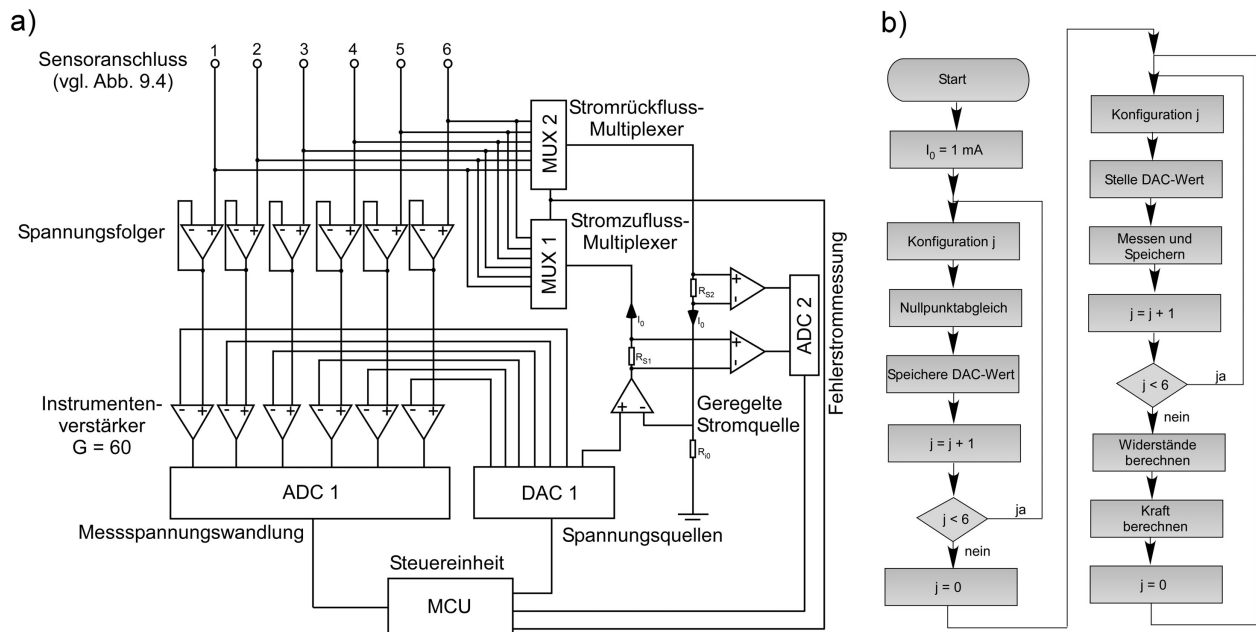


Abb. 9.5: Schematische Darstellung der Sensorelektronik als Verschaltung der wichtigsten Komponenten.

a) Verschaltung der Eingangsstufen mit vom Schaltzustand abhängiger Nullpunkt-kompensation, Vorverstärkung, Digitalisierung und alternierender Beschaltung, b) Programmablauf zur Initialisierung und Messung.

mit bis zu sechs Anschlüssen und mit beliebigen Grundwiderständen auswertbar. In der MCU können nach Implementieren der Gleichungen E.2 die Widerstandsänderungen und nach erfolgter Kalibrierung über Gl. (9.9) der Kraftvektor errechnet werden. Die Bestimmung der Genauigkeit erfolgt im nächsten Abschnitt.

9.4 Kalibrierung der elektrischen Messkette

Die Gleichungen nach Tabelle E.1 werden in der Signaleinheit implementiert. Zur Verifizierung der Tauglichkeit werden Messungen an einem Sensormodell aus Präzisionswiderständen und einstellbaren Widerständen durchgeführt (Abb. 9.6). Durch DIP-Schalter können zu den Hauptwiderständen weitere Widerstände in Reihe und parallel geschaltet werden, so dass jeder Brückenwiderstand in fünf Stufen mit einer Stufenhöhe von nominell $19,5 \Omega$ von 2000Ω bis 2078Ω variiert werden kann. Da reale Widerstände eine Streuung aufweisen, wird die Brücke elektrisch aufgetrennt und der Wert jeder Widerstandstufe separat ausgemessen (Tabelle 9.2).

Test der Einzelwiderstandsberechnung

Mit der entwickelten Signalelektronik soll nachgewiesen werden, dass die Algorithmen nach Tabelle E.1 zur Auswertung von Einzelwiderständen der geschlossenen Vollbrücke sowohl bei

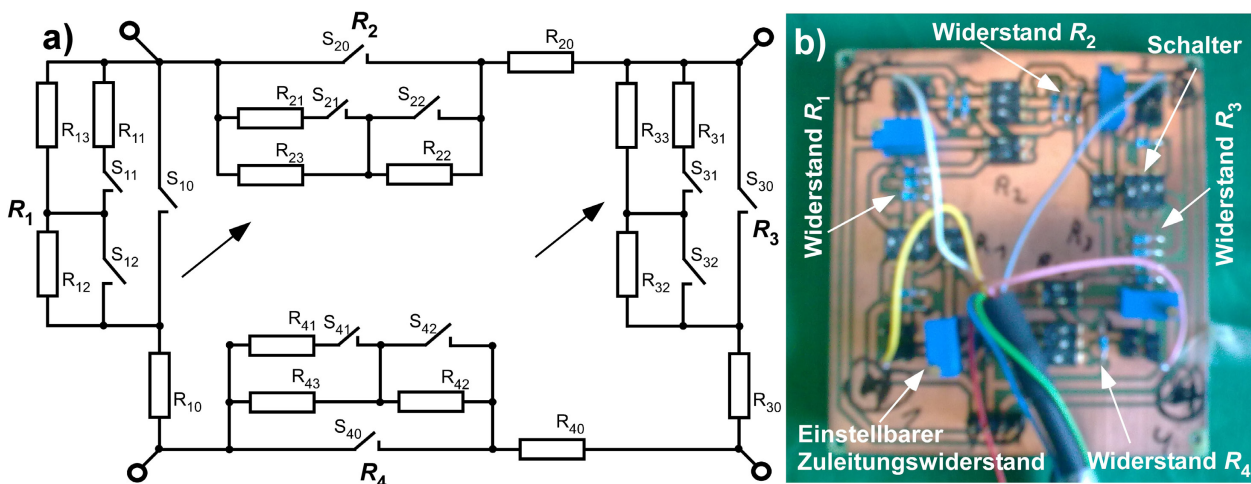


Abb. 9.6: Sensorplatine mit diskret konfigurierbaren Widerständen.

a) Schematische Verschaltung der Widerstände. Die Pfeile deuten die gleichsinnige Änderung direkt gegenüberliegender Widerstände an. Die Widerstände $R_{i,0}$ weisen einen nominellen Widerstand von $2\text{ k}\Omega$ auf, die Widerstände $R_{i,j}$, $j \neq 0$, nominell $39,0\Omega$. b) Verwendetes Sensormodell der praktischen Versuche.

Tabelle 9.2: Gemessene Widerstände des Widerstandsmodells.

Der maximal zulässige Fehler des verwendeten Messgerätes beträgt $90\text{ m}\Omega$.

| WIDERSTAND KENNWERT | R_1 [Ω] | R_2 [Ω] | R_3 [Ω] | R_4 [Ω] |
|------------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|
| Stufe 1 | 1994,4 | 1997,8 | 1995,2 | 1988,9 |
| Stufe 2 | 2014,0 | 2017,3 | 2014,7 | 2008,4 |
| Stufe 3 | 2033,5 | 2036,9 | 2034,1 | 2027,9 |
| Stufe 4 | 2052,9 | 2056,4 | 2053,5 | 2047,3 |
| Stufe 5 | 2072,4 | 2076,0 | 2073,0 | 2066,8 |

gleichsinnigen als auch bei gegensinnigen Änderungen geeignet sind. Es werden deshalb die zwei Hauptfälle nachgebildet:

- Gleichsinnige Änderung von gegenüberliegenden Brückenwiderständen und
- gegensinnige Änderung von gegenüberliegenden Brückenwiderständen (Abb. 9.6),

bei jeweils unterschiedlichen Arbeitspunkten der restlichen zwei Widerstände.

Da im Besonderen gleichsinnige Änderungen an der Wheatstone-Brücke unterdrückt werden, soll ein Ergebnis für die gleichsinnige Änderung der Widerstände dargestellt werden. Aufgrund der Symmetrie ergeben sowohl die Messergebnisse als auch die Theorie vergleichbare Resultate für gegensinnige Änderungen.

Die Abbildung 9.7 zeigt die Ergebnisse für gleichsinnige Änderung der Widerstände R_1 und R_3 bei fünf Grundwerten der Widerstände R_2 und R_4 . Der nach Tabelle 9.2 jeweilige tatsächliche Grundwert ist als Sollwert gekennzeichnet. Im ersten Abschnitt – bei den ersten

fünf Konfigurationsstufen – werden die Widerstände $R_2 = 2066,8 \Omega$ und $R_4 = 2076,0 \Omega$ konstant gehalten. Die Widerstände R_1 und R_3 werden in fünf Stufen erhöht. Dieser Durchlauf wird danach für vier weitere unterschiedliche Grundwerte von R_2 und R_4 wiederholt.

Zu erkennen ist die gleichläufige Änderung der Widerstandswerte R_1 und R_3 , die als Kurven mit gleicher Steigung exakt übereinander liegen. Lediglich die Grundwerte sind aufgrund unterschiedlicher Abweichungen der Referenzwiderstände nach Tabelle 9.2 verschoben. Die Widerstandswerte R_2 und R_4 bleiben jeweils für eine Änderung der Widerstände R_1 und R_3 konstant. Damit spiegelt die Messung die eingestellten Widerstandswerte qualitativ gut wider. Das Ergebnis wird mit vorab kalibrierten Verstärkungsfaktoren und einem vorab bestimmten Strom I_0 berechnet, deren Werte systematische, zeitabhängige Fehler aufweisen.

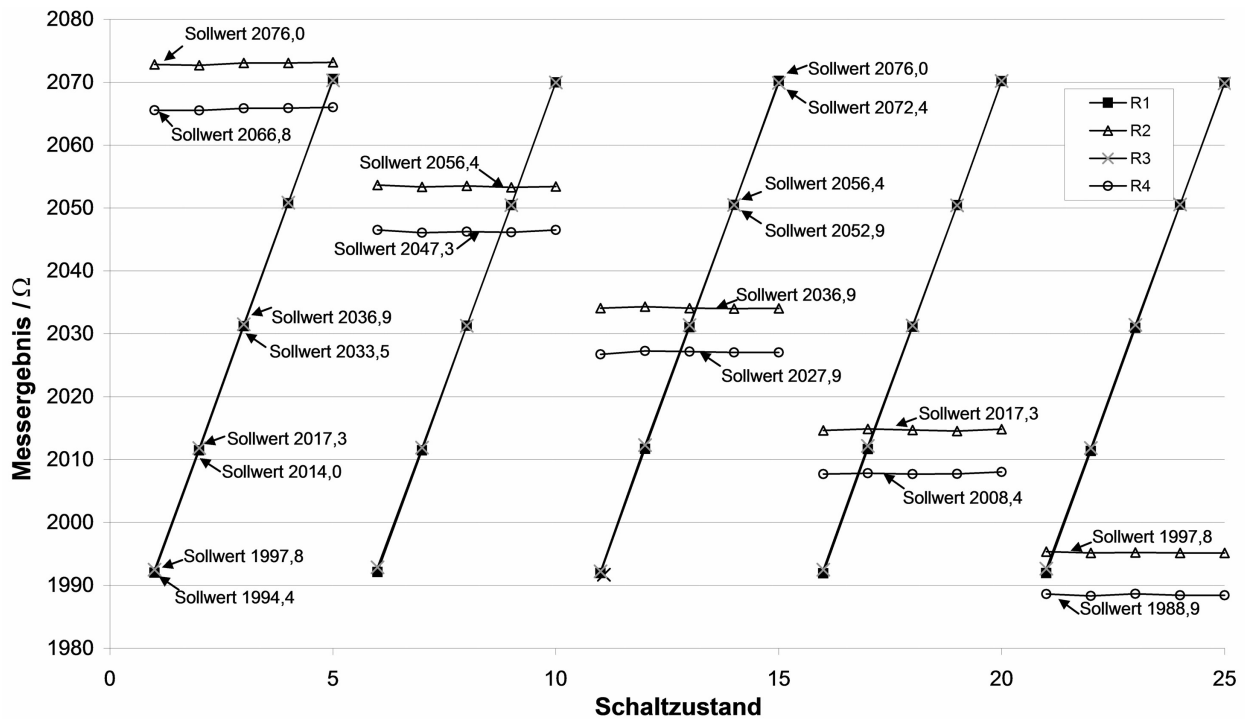


Abb. 9.7: Gemessene Widerstandsänderungen für gleichsinnige Änderungen an der geschlossenen Vollbrücke bei gleichsinniger Änderung von R_1 und R_3 bei unterschiedlichen Stufen von R_2 und R_4 .

Die Steigung der Kennlinie von R_1 und R_3 ist identisch und die Verbindungslinien liegen aufeinander, die Messpunkte sind um die Abweichungen der Referenzwiderstände verschoben.

Für die Anwendung der Kraftsensoren kann davon ausgegangen werden, dass Sensoren vor-kalibriert mit Angabe des Grundwiderstandes R_0 und der Übertragungsfaktoren an den Anwender geliefert werden. Dadurch kann die Elektronik auf den zum Messelement angegebenen Grundwiderstand kalibriert werden. Am Sensormodell wird dies beispielhaft durchgeführt: Durch Abgleich jeweils eines experimentell errechneten Widerstands nach Abb. 9.7

auf einen Referenzwert nach Tabelle 9.2 wird der Nullpunktfehler beseitigt. Die Abweichung beträgt dann in diesem Punkt 0 % (Abb. 9.8). Die weiteren Fehler reduzieren sich auf maximal 0,8 %, bezogen auf einen nominellen Messbereich von $90\ \Omega$. Für die Ermittlung der Werte ist eine Dauer von ca. 0,5 h notwendig, in der kein Nullpunktabgleich erfolgt. In den Kennlinien nach Abbildung 9.7 ist ein systematischer Fehler zu erkennen, der durch eine Kalibrierung des Übertragungsfaktors weiter verringert werden kann. Damit sind die Algorithmen und die praktische Realisierung zur Bestimmung der Einzelwiderstände an der geschlossenen Vollbrücke geeignet. Die Ergebnisse sind weiterhin im Anhang in Tabelle E.2 quantitativ zusammengefasst.

Die Messungen zeigen, dass die Elektronik die Anforderungen nach Tabelle 9.1 erfüllt. Die Struktur wurde gewählt, um beliebige Auswertelgorithmen testen zu können. Nachdem die Algorithmen jetzt vorliegen und das Konzept der alternierenden Beschaltung nach Abb. 9.4 gewählt und bestätigt wurde, kann die Auswertung optimiert werden. Weitere Steigerungen der Präzision lassen sich zukünftig durch Integration einer weiteren Schaltmatrix zwischen Sensoranschluss und Spannungsfolger (Abb. 9.5) erzielen. Dadurch können dynamische Schalt- und Einschwingprozesse von den Analogeingängen abgekoppelt werden. Durch schmalbandigere Tiefpassfilter kann die Bandbreite der Verstärker und damit die Rauschleistung weiter reduziert werden.

Ergebnis und Verallgemeinerung der Anwendung

Die Messergebnisse belegen die einwandfreie Funktion der Algorithmen und der Signalelektronik zur Bestimmung der Einzelwiderstände für gleichsinnige und gegensinnige Änderungen. Damit können auch an einer geschlossenen Vollbrücke alle Widerstandswerte in Echtzeit bestimmt werden. Hierdurch ist die Anzahl der notwendigen Anschlussleitungen im Führungsdraht auf vier reduziert worden. Durch die zusätzlich zugänglich gewordenen Informationen ist eine Kalibrierung der Krafrichtung und der Temperatur nach Gl. (9.9) möglich. Der Leitungswiderstand kann im Betrieb in Echtzeit bestimmt und sein Einfluss kompensiert werden. Durch Anwendung von Symmetrien in der Brücke kann eine Verallgemeinerung der Ergebnisse auf beliebige Kombinationen von Widerstandsänderungen erfolgen. Damit belegen die Ergebnisse die Anwendbarkeit zur Auswertung beliebiger Kombinationen von Widerstandsänderungen.

Bei dieser Art der Auswertung ist für besonders exakte Messungen das standardmäßig verwendete, besonders stabile Brückenausgangssignal weiterhin uneingeschränkt zugänglich und wird auch in den Gleichungen verwendet.

Die entwickelte Methode kann weiterhin in konventionellen Sensoren mit Vollbrücken dazu angewendet werden, um über eine Erweiterung auf die Detektion seitlicher Kräfte eine korrekte Einkopplung der Last zu erkennen. Dies kann bei Präzisionsmessungen die Entstehung von Störkomponenten anzeigen. Diese können ausgegletzt bzw. vermieden werden. Auch können Cantilever für die Rasterkraftmikroskopie um die Messung einer weiteren lateralen Komponente ergänzt werden, ohne die Messung der Hauptkomponenten zu beeinträchtigen und ohne den Verkabelungsaufwand oder die Baugröße zu erhöhen. Der Einsatz der aufwändigeren Elektronik lohnt sich vor allem bei Sensoren, die regelmäßig ausgetauscht, deren

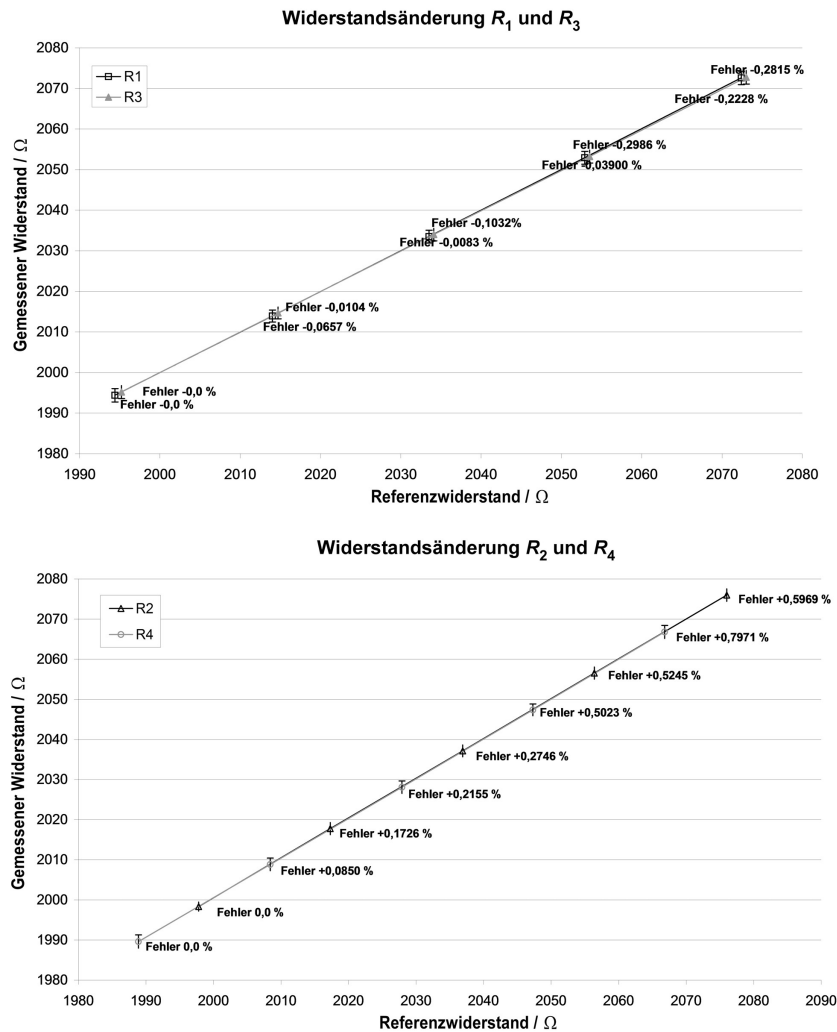


Abb. 9.8: Gemessene Widerstandsänderungen an der geschlossenen Vollbrücke bei gegenseitiger Änderung, mit Fehlerangabe, nach erfolgtem Abgleich des Nullpunktes auf die Werte des Sensors.

Der Abgleich erfolgt auf den jeweils ersten Messwert, wodurch der Fehler an diesem Punkt eliminiert wird. Die prozentualen Fehler sind auf einen praktikablen Messbereich von 90Ω bezogen, für den absoluten Widerstandswert von $2\text{ k}\Omega$ ist der reduzierte Fehler entsprechend 22fach kleiner.

Auswerteelektronik aber bestehen bleibt, z. B. bei Rasterkraftmikroskopie/*Atomic Force Microscopy* (AFM) oder in der Medizintechnik.

Mittels der Gleichungen kann durch manuell ausgeführte Messungen an konventionellen Sensoren mit verschobenem Nullpunkt ein fehlerhafter Widerstand identifiziert und quantitativ bestimmt werden.

Weiterhin bietet die Methode Möglichkeiten zur Selbstüberwachung konventioneller Sensoren aufgrund der zusätzlich in Echtzeit verfügbaren absoluten Werte aller Einzelwiderstände in

Brückenschaltungen.

9.5 Monolithisch integrierte Sensorelektronik

Neben der Entwicklung der rein analogen piezoresistiven Elemente erfolgen erste Schritte zur monolithischen Integration von Elektronik in das Messelement [118]. Prototypen mit digital-analoger Schnittstelle befinden sich derzeit in der Fertigung bei einem Halbleiter-Dienstleister im Rahmen des europäischen Programms „Europractice“. Zur ausgewählten Lösung der Integration der Widerstandsauswertung und digitaler Adressierbarkeit der Einzelmessstellen, die eine besonders hochgradige Miniaturisierung zukünftiger Messelemente ermöglicht, wurde ein Patent angemeldet [97]. Für die hier vorliegende Anwendung ermöglicht die Integration von Mikroelektronik auf dem Messelement in Zukunft:

- die Verwendung von zwei anstatt vier elektrischer Leitungen – eine Signal- und eine Masseleitung – und damit einen insgesamt kostengünstigeren Aufbau von Führungsdrähten,
- eine weitere Reduktion der Sensor-Abmessungen durch nur zwei Kontaktflächen und Elektronik sowie
- die Erfassung weiterer Messgrößen im Führungsdraht wie Blutdruck, Blutfluss und Temperatur und zeitmultiplexte Datenübertragung im Führungsdraht.

Hierbei ergeben sich allerdings weitere Forschungsfragestellungen bezüglich des Umgangs mit unvermeidbaren mechanischen Spannungen im Bereich der integrierten Elektronik sowie der Prozesskompatibilitäten und Strukturierungsfragen der Messelemente mit der Schnittstelle Elektronikfertigung als Foundry-Prozesse und spezielle Fertigung der Messelemente mit MEMS-Prozessen.

Eine interessante Fragestellung bildet die Untersuchung eines Messelementes vergleichbar mit der Variante K02 mit einer offenen Brückenstruktur. Hier könnte sich durch eine Vergleichsmessung mit den entwickelten Algorithmen eine insgesamt geringere Messunsicherheit bezogen auf den gesamten Messvektorraum ergeben, da die Widerstandsänderungen – anstatt aus vier separaten – aus nur einer Messung bestimmt werden können. Es bleibt zu klären, ob die bei offenen Brücken zu erwartenden erhöhten Rauscheinflüsse eine erhöhte Messunsicherheit bewirken als die aus Mehrfachmessungen mit den ermittelten Algorithmen errechneten Widerstandswerte. Aufgrund der bei offenen Brücken zusätzlich notwendigen Leitung ist dies allerdings im Besonderen mit integrierter Elektronik auf dem Chip einfacher durchzuführen.

9.6 Fazit

Es werden in diesem Kapitel die Grundlagen zur Kalibrierung der Mikrosensoren gelegt. Dabei besteht die Möglichkeit der Kraftkalibrierung durch lineare Gleichungssysteme bei

den Messelementvarianten mit zusätzlichem elektrischem Spannungsteiler. Zur Kalibrierung der Sensoren ohne Spannungsteiler, zur zusätzlichen Bestimmung der Temperatur und zur Reduzierung der Leitungsanzahl bei erhöhtem Informationsgehalt der Signale, wird eine Methode entwickelt, die Einzelwiderstandswerte einer geschlossenen Vollbrücke auszuwerten. Die nichtlinearen Zusammenhänge werden dabei über Gleichungen analytisch exakt gelöst. Diese errechneten Werte können in einem linearen Gleichungssystem zur Kalibrierung der Kraftvektoren und der Temperatur weiterverwendet werden.

Es wird eine Signalelektronik aufgebaut, mit der die Methode der alternierenden Beschaltung angewendet werden kann. Dies wird experimentell nachgewiesen. Mit der entwickelten Sensorelektronik kann ebenso eine Sensorauswertung über konstante Bestromung durchgeführt werden. Der Fehlerstrom kann bestimmt werden. Durch einen automatischen Nullpunktgleich ist die Elektronik für alle Varianten der Messelemente mit beliebigem Grundwiderstand geeignet.

Damit kann die weitere messtechnische Charakterisierung der Messelemente erfolgen.

Für zukünftige Entwicklungen wird ein Ausblick auf die Fertigung mittels integrierter Elektronik gegeben. Erste Muster hierfür befinden sich in der Fertigung bei einem Dienstleister.

10 Messtechnische Charakterisierung der Sensoren

Im folgenden Kapitel werden die Ergebnisse der Vermessung der Mikro-Kraftsensoren vorgestellt. Es wird der Aufbau eines neuartigen Messstandes zur Kraftvektorkalibrierung zusammenfassend dargestellt und dessen Messunsicherheit abgeschätzt. Nachfolgend wird die Leistungsfähigkeit der Sensoren anhand etablierter messtechnischer Kenngrößen angegeben. Die Ermittlung der Linearitäts- und Hysteresefehler erfolgt am Messelement 1, Variante 1 aus der ersten Musterfertigung. Hier wird ebenso der Einfluss des Packagings aus Kap. 8 erörtert. Der Nachweis der Kraftvektorkalibrierung in Betrag und Richtung erfolgt auf dem neuartigen Kalibriermessplatz mit Kraftvektorerzeugung. Dies wird an einem Messelement K02 der zweiten Fertigungsserie exemplarisch gezeigt.

10.1 Festlegen der zu bestimmenden Kennwerte

Auf Basis unterschiedlicher Messprogramme werden die Messelemente am Messstand charakterisiert. Ihre typischen Kennwerte werden mit den Anforderungen nach Tabelle 4.3 verglichen. Folgende Kennwerte sollen bestimmt werden.

In der **statischen Vermessung** sollen die Übertragungsfaktoren $B_{i,j}$ der Messelemente in Abhängigkeit der angelegten Kraft, in denen auch das Übersprechen der einzelnen Kraftkomponenten enthalten ist, für sich langsam ändernde Kräfte ermittelt werden. Die langsame Änderung der Kräfte ermöglicht den Einsatz rauscharmer Präzisionsverstärker, die die Bestimmung der Übertragungsfaktoren, den Linearitätsfehler $F_{\text{Lin},i}$ sowie die Hysteresefehler $F_{\text{Hys},i}$ mit hoher Genauigkeit ermöglichen. In die statische Vermessung kann eine Bestimmung der Störgrößen-Einflussfaktoren integriert werden, beispielsweise durch Messung der Temperatur-Einflusskoeffizienten auf den Nullpunkt und der Temperatur-Einflusskoeffizienten auf die Übertragungsfaktoren.

In der **dynamischen Vermessung** soll die Übertragungsfunktion $B_{\omega,i}$ der Messelemente bestimmt werden. Für die dynamische Vermessung sind schnelle mechanische Anregungsprozesse sowie Verstärkerkanäle mit hoher Grenzfrequenz notwendig. Hierdurch werden aufgrund des erweiterten Arbeitsfrequenzbereiches die erfassten Rauschpegel höher. Die dynamische Vermessung umfasst die Bestimmung der Eigenresonanzfrequenz des gedämpften Schwingers ω_d sowie der thermischen Zeitkonstante τ_{th} des Sensors.

Neben der statischen und dynamischen Vermessung ermöglicht das Ergebnis der Bestimmung der **spektralen Rauschleistungsdichte** fundierte Abschätzungen, mit welchen maximalen

Frequenzen bzw. Zeitkonstanten eine gewünschte Auflösung des Messsignals durch Anpassen von Filterstufen erzielt werden kann. Dies ist besonders für die Auslegung der dynamischen Signalauswertung mit alternierender Beschaltung der Messelemente nach Kap. 9 von Bedeutung. Die spektrale Rauschleistungsdichte der Sensoreigenstörungen wird am unbelasteten Messelement bestimmt.

Das Ziel der Messungen ist die Parametrisierung von Sensormodellen, welche die Grenzen der Anwendbarkeit der Messelemente zeigen sowie Optimierungen der Signalauswertung ermöglichen. Die Dynamik des mechanischen Systems der Messelemente wurde im Abschnitt 6.5.3 analytisch bestimmt. Für die Rauschmessung an Messelementen u. a. mit vergleichbarer Technologie werden zukünftig detaillierte Untersuchungen von RAUSCH vorliegen [119]. Zur derzeitigen Angabe werden Literaturwerte verwendet [63] [19]. Die Auswertung piezoresistiver Widerstände mit dynamischer Versorgungsgröße ist ein Forschungsschwerpunkt von STÖHR [145]. Eine weitere Optimierung der angewendeten dynamischen Widerstandsauswertung ist zukünftig mit diesen Forschungsergebnissen zu erwarten. Aufgrund der extremen Bedingungen durch die besonders kleinen Abmessungen der Messelemente wird sich in dieser Arbeit deshalb auf die statische Charakterisierung der Messelemente fokussiert. Dabei stellen die unabhängige Krafterzeugung in drei Raumrichtungen, die reproduzierbare Krafteinkopplung in die Mikrosensoren, die Signalaufnahme von zwei Mehrkomponenten-Kraftsensoren – Messobjekt und Referenzkraftsensor –, der Zusammenschluss in ein geregeltes System mit zulässigen Messabweichungen im Mikronewton-Bereich und die Kontrolle relevanter Störgrößen einen weiteren Forschungsschwerpunkt zur Ermittlung der Kennwerte der neuartigen Messelemente dar.

10.2 Eigenschaften des entwickelten Kalibriermessplatzes

Zur Vermessung der Sensoren werden zwei Messplätze aufgebaut. Der Messplatz I dient zur uniaxialen Kraftkalibrierung. Der Messplatz II weist eine spezielle Kraftvektor-Erzeugung und Kraftvektor-Messung auf.

10.2.1 Kalibriermessplatz I

Die Charakterisierung der Messelemente der ersten Musterfertigung erfolgt in einem Kalibrier-Messplatz mit uniaxialer Krafterzeugung und Kraftmessung. Vorteilhaft sind der einfache Aufbau, eine relativ hohe Dynamik sowie eine hohe Präzision und bessere Verfügbarkeit von möglichen Referenzkraftsensoren. Zur Vermessung der Eigenschaften des Packagingmaterials wird optional ein Wegaufnehmer verwendet (Abb. 10.1).

Ein elektrodynamischer Aktor wird über einen DAC und einen nachfolgenden Stromtreiber durch ein Steuerprogramm bestromt. Die Gewichtskraft des Aktors wird über Festkörper-Federlager aufgenommen. Ihre Nachgiebigkeit ist zur Erzielung hoher Grenzfrequenzen sowie zur Erzielung größerer Auslenkungen bei der Vermessungen mit Packaging einstellbar. Im Messstand kann sowohl eine Kraft als auch eine Auslenkung für die Krafteinkopplungsspitze

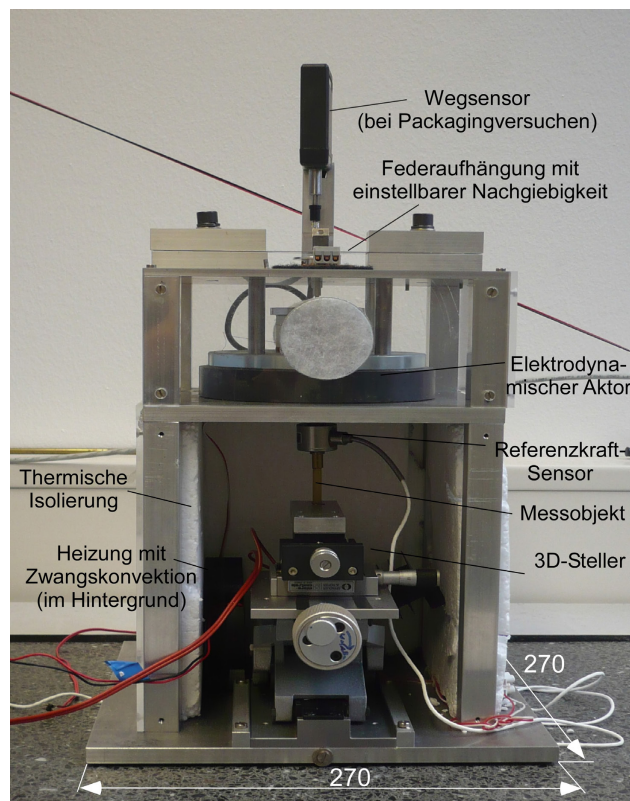


Abb. 10.1: Kalibriermessplatz I zur Ermittlung der Kraftkennlinien der Elemente der ersten Musterfertigung.

Darüberhinaus dient der Messplatz zur Aufnahme von Kraft-Weg-Kennlinien bei der Bestimmung der mechanischen Parameter des Packagingmaterials für die numerische Simulation.

vorgegeben werden. Ist die Krafteinkopplung mit dem Messobjekt in Kontakt, wird durch den Strom die Kraft im Messobjekt eingestellt. Im Kraftpfad zwischen elektrodynamischem Aktor und Messobjekt ist ein Referenzkraftsensor angeordnet. Die gemessene Kraft entspricht nach Nullpunktkalibrierung der Kraft im Messobjekt. Der analoge Messwert des Referenzkraftsensors wird digitalisiert und im Rechnersystem zur Regelung verwendet. Es sind mit dem Messsystem programmierte Kraftverläufe automatisch durchführbar. Als Regelalgorithmus wird ein langsamer Integralregler gewählt. Dieser wird so eingestellt, dass keine statische Regelabweichung besteht und Kraftstufen ohne Überschwingen angefahren werden. Die Referenzkraft und das Ausgangssignal des Messobjektes können gespeichert und verarbeitet werden.

Zur dynamischen Vermessung der Sensoren wird der Aktor mit Wechselstrom als Gleitsinussignal angesteuert. Trotz massearmer Konstruktion bewegter Teile und einer einstellbaren Federsteifigkeit der Aufhängung tritt die erste Resonanzfrequenz bereits bei 80 Hz auf.

Bei der Messung der Eigenschaften des Packagingmaterials werden die Auslenkungs-Kraftverläufe aufgenommen. Hierbei wird die Steifigkeit des Messtandes rechnerisch kompensiert.

Im Messstand können Temperaturen mit einer Messunsicherheit $U_\vartheta < 0,3^\circ\text{C}$ eingestellt werden.

Als Referenzsensor wird ein uniaxial messender Kraftsensor [31] verwendet. In Vorversuchen wird die Messunsicherheit über Gewichtsreferenzen mit $U = \pm 1,7\text{ mN}$ im Messbereich bis $\pm 100\text{ mN}$ ermittelt [42]. Die Abbildung 10.1 zeigt den Kraftmessplatz im praktischen Gebrauch zur Vermessung der Proben des Packagingmaterials bei unterschiedlichen Temperaturen.

10.2.2 Kalibriermessplatz II

Die Vermessung der Mikrokraftsensoren der zweiten Musterfertigung erfolgt in einem speziell aufgebauten, weiterentwickelten Drei-Komponenten-Kraftmessplatz nach Abb. 10.2.

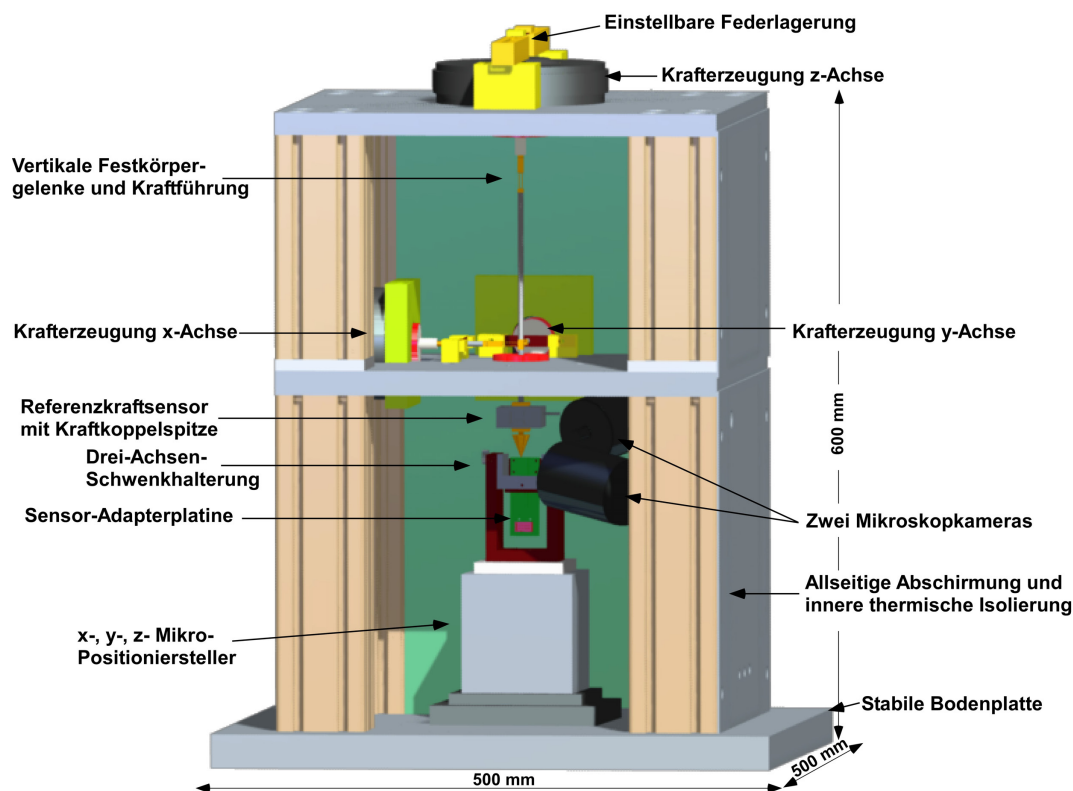


Abb. 10.2: Kraftmessstand zur Einkopplung von Kraftvektoren.

Der Messstand ist auf einem schwingungsgedämpften Tisch gelagert, die Kamern sind thermisch isoliert ausgeführt. Die Komponenten zur Temperaturregelung sind nicht dargestellt.

Die Erzeugung eines spezifischen Kraftvektors erfolgt über drei unabhängig steuerbare, elektrodynamische Tauchspulaktoren. Die Aktoren sind orthogonal zueinander angeordnet und über Parallelschwingen als Festkörpergelenke verbunden. Diese koppeln an eine gemeinsame Mechanik (Abb. F.3), mit der ein Referenzkraftsensor [88] zur Drei-Komponenten-Kraftmessung verbunden ist. Über die Aktoren lässt sich der Referenzkraftsensor in drei

Richtungen nahezu unabhängig, rein translatorisch bewegen. Er wird mit einer speziellen Kraftkopplungsspitze versehen (Anhang F). Mittels 3D-Mikro-Positionsstellern wird der Sensor von unten gegenüber der Krafteinkopplungsspitze positioniert. Zur genauen Positionierung sind zwei Mikroskopkameras im Kraftmessstand integriert, die die Position der Spitze und des Messelementes mit einer ca. 200-fachen Vergrößerung auf einem Bildschirm darstellen. Die Entscheidung für die ausgewählte Struktur des Messstandes sowie die Entwicklung spezieller technischer Lösungen wird im Anhang F ausführlich dargestellt.

Die Ausgangssignale des Referenzkraftsensors werden digital erfasst. Durch eine Berechnung mit der Software LabView wird aus den Ausgangssignalen des Referenzkraftsensors der Kraftvektor am Referenzkraftsensor berechnet, der bei korrekter Ausrichtung des Messobjektes dem Kraftvektor am Messobjekt entspricht. Über eine digitale Regelung wird der gemessene Kraftvektor mit Vorgabewerten verglichen. Die Aktorströme werden mittels Analogausgängen und Stromtreibern so geregelt, dass die gemessene Kraft einer vorgegebenen Sollkraft entspricht. Es können durch die automatische Weitschaltung verschiedener Sollwerte definierte Messregime selbsttätig durchlaufen werden. Verbleibende Nichtlinearitäten im Übertragungsverhalten sind bei der statischen Charakterisierung von keiner Relevanz, da sie durch einen I-Anteil im Regelalgorithmus ausgeregelt werden und es verbleibt keine statische Regelabweichung. Durch zeitnahes Abtasten von Referenzkraft und dem Ausgang des Messobjektes sollen auch dynamische Abweichungen minimiert werden. Der Bezug des Signals des Messobjektes erfolgt immer auf die gemessene Referenzkraft, nicht auf den Sollwert des Reglers. Damit wird die Genauigkeit der Vermessung der Messobjekte nur durch die Genauigkeit des Referenzkraftsensors sowie durch die Genauigkeit der Positionierung von Messobjekt und Kraftsensormspitze bestimmt.

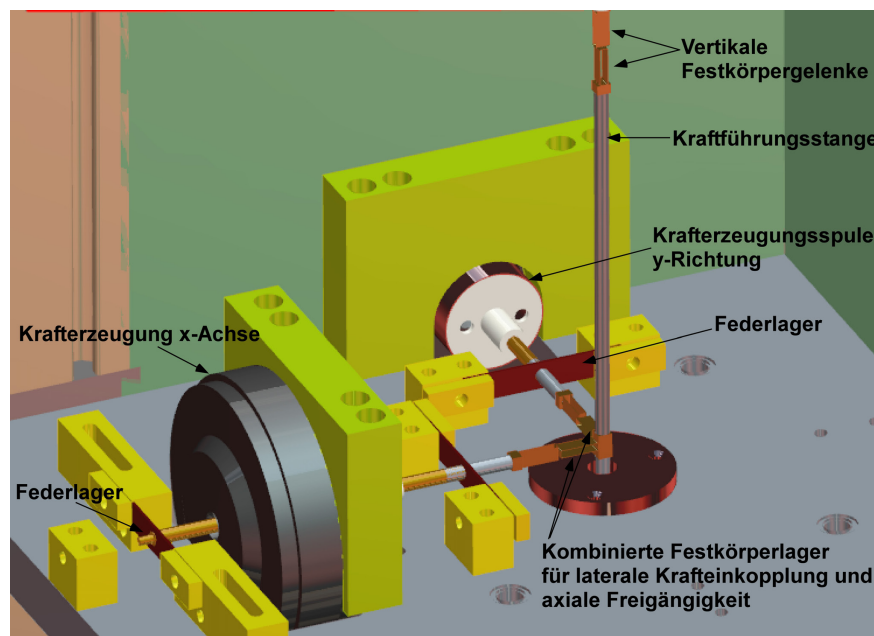


Abb. 10.3: Darstellung der Kraftvektorerzeugung im Kalibriermessstand mit Kraftkopplungs-kinematik.

Die Auslegung des Aufbaus ist im Anhang F beschrieben.

Die Temperatur ϑ wird während der Charakterisierungen mit einer erweiterten Messunsicherheit ($k = 2$) zu $U_{\vartheta} < 0,07^{\circ}\text{C}$ aufgenommen. In Vorversuchen erfolgt die Regelung der Temperatur innerhalb des Kraftmessstandes mittels einer Regelung auf die Temperaturstufen 25°C , 31°C und 37°C mit einer Unsicherheit von $U_{\vartheta} < 0,2^{\circ}\text{C}$. Aus Zeitgründen können Versuche bei unterschiedlichen Temperaturen nur beim Test der Elemente der ersten Musterfertigung durchgeführt werden.

Da piezoresistive Messelemente mit ungeschirmten Widerstandsgebieten eine nicht zu vernachlässigende Empfindlichkeit gegenüber Licht aufweisen, wird während der Messung die Messkammer lichtdicht verschlossen.

Der Kraftmessstand weist neben der thermischen Isolierung eine vollständige metallische Abschirmung auf. Diese wird mit den elektrischen Massen der Messinstrumente an einem gemeinsamen Massepunkt verbunden.

Vor der Aufnahme der Messwerte wird die Messunsicherheit des Messtandes bestimmt (Anhang F). Diese wird von der Messunsicherheit des Referenzsensors und dessen Auwertelektronik dominiert und beträgt ca. $\pm 1,2\text{ mN}$. Aufgrund von Driften der Verstärker des Referenzkraftsensors muss die Messzeit unter 20 min betragen oder eine zwischenzeitliche Nullpunktkalibrierung erfolgen. Die Tabelle 10.1 gibt die maßgeblichen Fehleranteile des Messplatzes an.

Tabelle 10.1: Angabe der Einzelunsicherheiten aller Kraftrichtungen des Kraftsensors *K3D40* für eine Referenzstufe von $78,57\text{ mN}$ als reduzierte und absolute Fehler nach Richtlinie DKD 3-3 [35].

In guter Näherung können die einheitslosen reduzierten Fehler auch als absolute Fehler in Millinewton gelesen werden, da der nominelle Bezugswert $98,10\text{ mN}$, also fast 100 mN beträgt. Die Fehlernomenklatur erfolgt auf Basis des standardisierten Vorgehens nach [35].

| PRÄZISIONSART | PRÄZISION DER KRAFTRICHTUNGEN | | | | | |
|---|-------------------------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|
| | $+F_x$ | $-F_x$ | $+F_y$ | $-F_y$ | $+F_z$ | $-F_z$ |
| Rel. Referenzabweichung F_{BMC} [%] | 0,22 | 0,22 | 0,22 | 0,22 | 0,22 | 0,22 |
| Kalibrierendwertabweichung F_t [%] | 0,07 | 0,01 | 0,05 | 0,01 | 0,09 | 0,02 |
| Nullpunktabweichung K_{zer} [%] | 0,07 | 0,24 | 0,19 | 0,25 | 0,26 | 0,16 |
| Wiederholpräzision K_{rep} [%] | 0,19 | 0,09 | 0,12 | 0,32 | 0,18 | 0,016 |
| Vergleichspräzision K_{rot} [%] | 0,28 | 0,28 | 0,28 | 0,28 | 0,28 | 0,28 |
| Standardmessunsicherheit u [mN] | 0,44 | 0,44 | 0,46 | 0,56 | 0,49 | 0,39 |
| Standardmessunsicherheit ($k=2$) U[mN] | 0,88 | 0,88 | 0,92 | 1,11 | 0,97 | 0,78 |
| Zeitabhängige Nullpunktdrift [mN/min] | -0,07 | 0,0435 | -0,01 | -0,08 | 0,04 | 0,07 |

Die Ermittlung der Unsicherheitsbeiträge wird in Anhang F dargestellt, ihre Zusammensetzung für die $+z$ -Richtung zeigt Abb. F.9.

10.3 Charakterisierung der Muster aus der ersten Serie

Im Folgenden werden die grundlegenden Kennwerte Übertragungsfaktor sowie Linearitäts- und Hysteresefehler an Messelementen, jeweils mit und ohne Packaging, bestimmt. Es erfolgt der grundlegende Funktionsnachweis über uniaxiale Krafteinkopplung.

10.3.1 Vorbereitung

Aus der ersten Musterfertigung liegen die Messelemente 1, Variante 1 und 2 vor. Die Messelemente 1, Variante 2 können aufgrund der nicht vorhandenen Sekundärpassivierung in Kombination mit den sehr kleinen Kontaktflächen nicht im benötigten Umfang elektrisch angeschlossen werden. Die Variante 1 lässt sich durch Drahtbonden kontaktieren. Bei diesen Elementen sind allerdings die Widerstandsgebiete beim Hersteller unsymmetrisch ausgeführt worden. Sie weisen damit eine erhöhte Nullpunktspannung sowie einen erhöhten Temperatureinfluss des Nullpunktes auf. Aufgrund der notwendigen, stabilen elektrischen Kontaktierung werden nur diese Messelemente 1, Variante 1 in die Vermessung einbezogen. Die ersten Muster werden auf Leiterkarten geklebt und durch Drahtbonden umkontaktiert. Die Abbildung 10.4 zeigt diesen Aufbau.

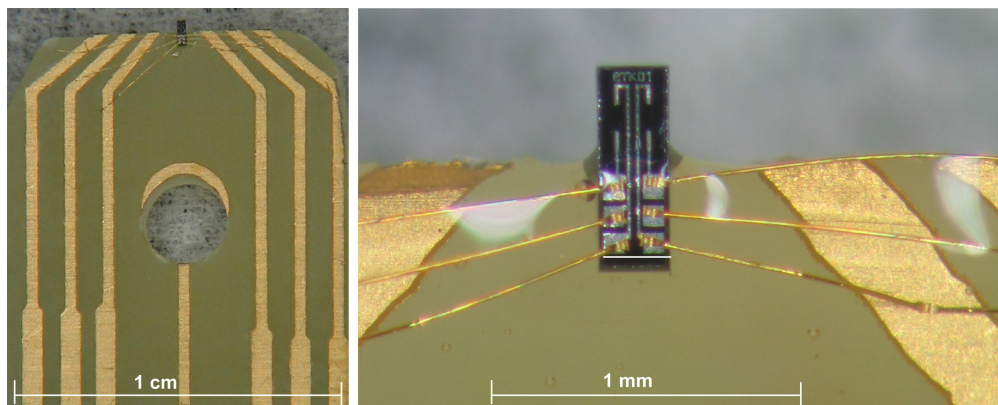


Abb. 10.4: Auf Träger geklebte und mittels Golddraht gebondetes Messelement 1, Variante 1 aus der ersten Musterfertigung.

10.3.2 Vermessung ohne Packaging

Die Vermessung der Muster des ersten Fertigungsdurchlaufs erfolgt auf dem Messtand I mit uniaxialer Krafteinkopplung. Die Ausrichtung des Messelements gegenüber der Krafteinkopplung erfolgt unter optischer Kontrolle mit einer Mikroskopkamera. Das Messelement wird zuerst senkrecht zur Krafteinkopplung ausgerichtet, die Krafteinkopplung erfolgt mittig auf die Kopffläche (Abb. 10.5a).

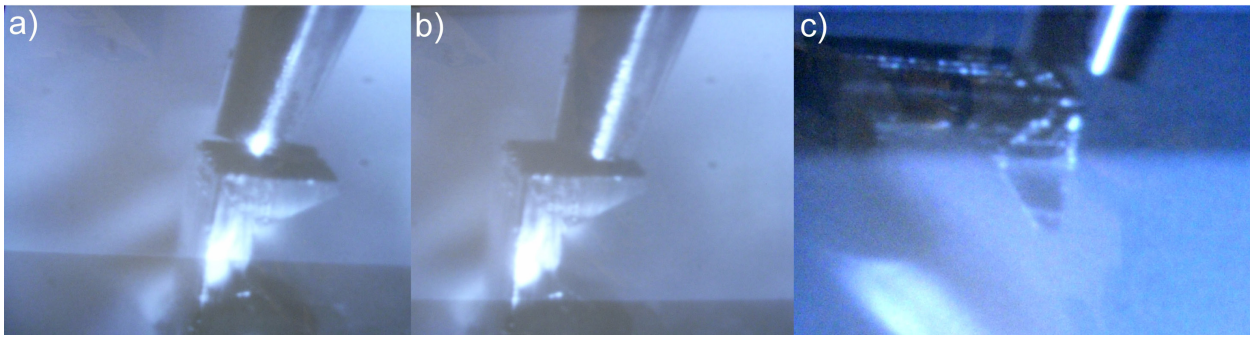


Abb. 10.5: Kraftkopplungen zur Untersuchung des Übertragungsfaktors.

- a) *Krafteinkopplung für axiale Kraftbelastung F_z , mittig (Standard),*
 b) *Krafteinkopplung axial F_z , außen, c) Krafteinkopplung radial F_x , außen.*

Die Spitze wird leicht schräg aufgesetzt, um einen kleinen Kontaktpunkt zu erzielen. Die Krafteinkopplung erfolgt trotzdem senkrecht von oben. Die Abbildung 10.6a zeigt das Brückenausgangssignal gegenüber der Referenzkraft für eine axiale Kraftbelastung (Kennlinie a).

Es wird erwartet, dass bei Verschiebung des Kraftangriffspunktes der axialen Kraftkomponente die Empfindlichkeit variiert. Bei einer Krafteinkopplung etwas weiter vorne (Abb. 10.5b) nimmt aufgrund der zunehmenden Hebelarmlänge nach Kap. 6 die Empfindlichkeit zu. Die Kennlinie b in Abb. 10.6 zeigt dies anhand des höheren Übertragungsfaktors.

Ebenso lassen sich unterschiedliche Empfindlichkeiten für die seitlichen Krafrichtungen ermitteln. Die seitliche Krafteinkopplung ist im Messstand I allerdings nur frontal auf die Messplatte als Kraftkomponente F_x möglich (Abbildung 10.5c). Die Kraftkomponente F_y ist aufgrund der Platinausrichtung in Verbindung mit der Ausdehnung des Stößels bei den kleinen Abmessungen nicht einkoppelbar (Abb. F.7). Die Abbildung 10.6 c gibt für die frontale Belastung des Messelements (Abb. 10.5c) die Kennlinie und die Empfindlichkeit für diesen Fall an. Die Empfindlichkeit ist für die frontale Krafteinkopplung aufgrund der vorliegenden Hebelverhältnisse etwa doppelt so hoch wie bei der mittigen axialen Krafteinkopplung.

Diskussion und Ergebnisse der Messungen ohne Packaging

Bei der Charakterisierung der Messelemente 1 ohne Packaging bleibt die Messabweichung in einem Toleranzband von $\pm 1,6\%$ des Nennbereiches von 100 mN. Dies entspricht der Messunsicherheit des Messplatzes von etwa $\pm 1,7\%$. Linearitäts- und Hysteresefehler lassen sich aufgrund der Messunsicherheit des Messplatzes nicht getrennt identifizieren. Es zeigt sich, dass die Übertragungsfaktoren – wie es in Kapitel 6 berechnet wurde – für unterschiedliche Krafteinkopplung zwischen $0,07 \text{ mV/mN} \cdot \text{mA}$ für axiale Krafteinkopplung F_z und $0,16 \text{ mV/mN} \cdot \text{mA}$ bei lateraler Krafteinkopplung F_y variieren. Dabei werden im Experiment um etwa den Faktor 3 geringere Übertragungsfaktoren bestimmt, als beim Entwurf berechnet wurden¹. Dies stimmt gut mit den Erwartungen zum Absinken der piezoresistiven Koeffizien-

¹Zur Vergleichbarkeit muss die relative Widerstandsänderung herangezogen werden, da bei Stromspeisung ebenso der stark unterschiedliche, technologieabhängige Grundwiderstand in den Übertragungsfaktor

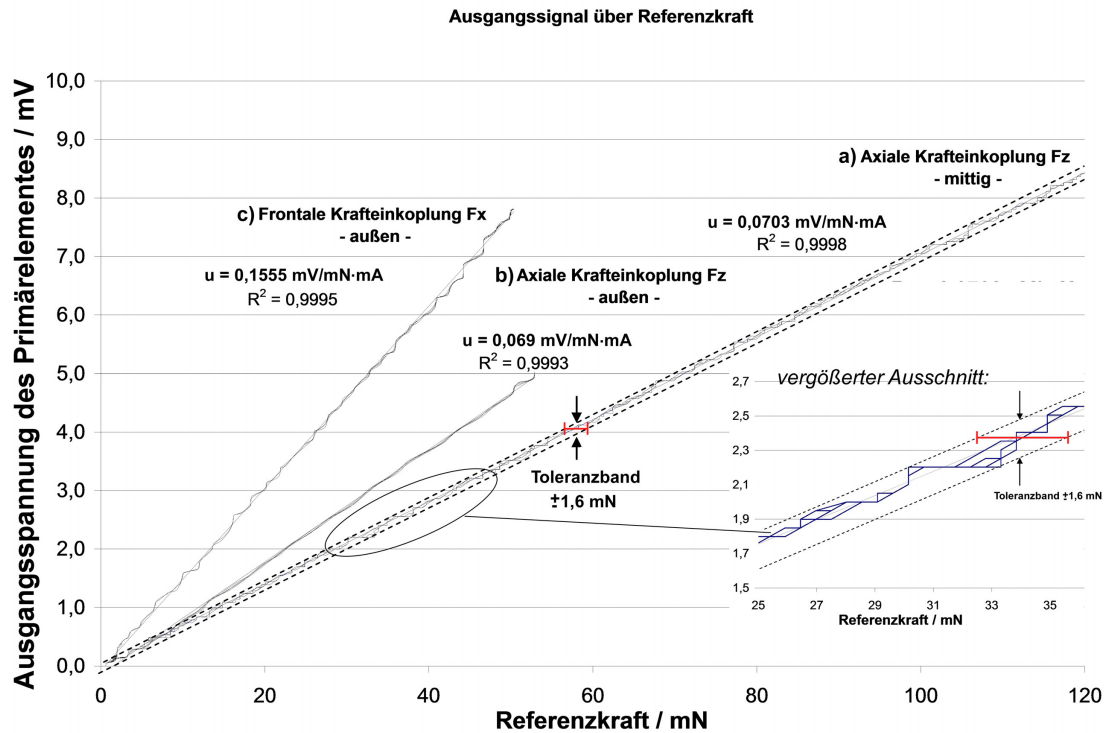


Abb. 10.6: Ausgangsspannung des Messelements 1, Variante 1 ohne Packaging gegenüber der Referenzkraft.

a) Kennlinie für axiale, mittige Krafteinkopplung F_z (Standardfall). Der vergrößerte Ausschnitt stellt die Kennlinie detailliert dar, b) Kennlinie für axiale Belastung F_z außen, c) frontale Belastung durch F_y außen.

ten bei der dreifach erhöhten Grunddotierung bei dem Prozess nach Kapitel 7 überein. Die Erläuterungen hierzu sind Abschnitt 7.1 und Abb. B.3 zu entnehmen.

Bei der detaillierten Analyse der Messkurven ist zu erkennen, dass bei allen Messungen das Messsignal um die Ausgleichsgerade herum treppen- und wellenartig verläuft. Der treppenartige Verlauf ist auf die begrenzte Quantisierung des Referenzkraftsensordesigns zurückzuführen. Es ist anzunehmen, dass durch eine weitere Vorverstärkung oder durch Ersetzen des Referenzkraftsensors das Toleranzband für die Messelemente ohne Packaging weiter verkleinert werden kann.

Ein Linearitätsfehler von $F_{\text{Lin}} \approx 2\%$, wie in Kap. 6 auf Basis von Literaturwerten [85] prognostiziert wird, kann auch für höhere Belastungen der Messelemente bis 750 mN nicht festgestellt werden. Da zur Kalibrierung der Messelemente bewusst keine piezoresistiven Kalibriernormale herangezogen werden, und das Übertragungsverhalten des Referenzsensors durch Kalibrieren mit Gewichten bekannt ist, können Kompensationen von Nichtlinearitäten aufgrund gleichartiger Fehleranteile der Sensoren ausgeschlossen werden. Die Messelemente zeigen ansonsten das nach Kapitel 6 ermittelte Verhalten.

eingeht.

10.3.3 Vermessung mit Packaging

Die Messelemente werden entsprechend Abschnitt 8.3 mit Polyurethanen verschiedener Härtegrade, linear gestaffelt von Shore A 10 bis Shore A 90, überzogen [93]. Die Abbildung 10.7 zeigt ein gehäustes Messelement, das auf einer Adapterplatine befestigt und elektrisch kontaktiert ist.

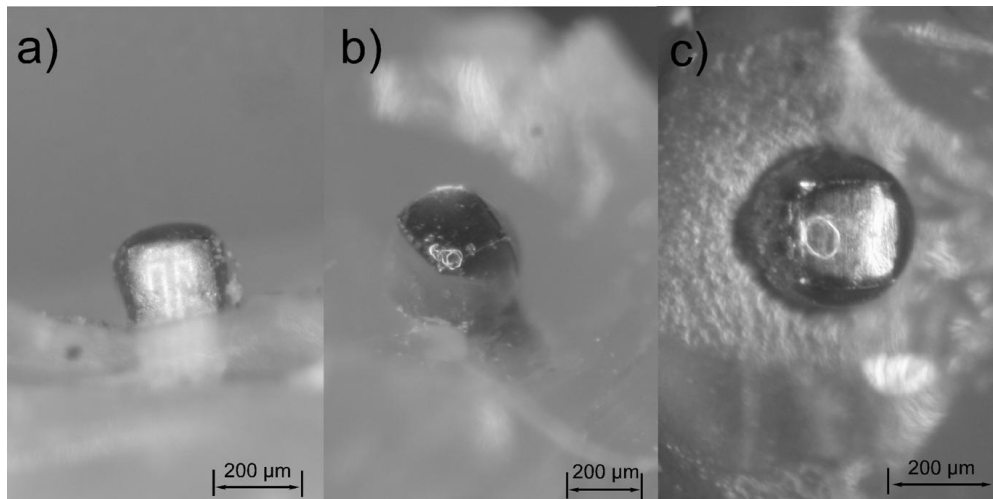


Abb. 10.7: Nach Abschnitt 8.3 gehäuster Sensor auf Adapterplatine.

Ermittlung der Kennlinien

Die Messelemente werden im Messstand I analog Abb. 10.5a eingebaut und ausgerichtet. Die Abbildung 10.8 zeigt die Kennlinie eines mit Polyurethan der Härte Shore A 70 gehäusten Messelementes. Die Kennlinie zeigt das lineare Verhalten ohne über den gesamten Messbereich ausgeprägte Hystereseeffekte. Dies wäre bei einem relevanten Einfluss des Kunststoffes zu erwarten. In der Kennlinie sind allerdings Hystereseeffekte erkennbar, die sich nur partiell auf kurze Kennlinienabschnitte beziehen. Diese sind auf Stick-Slip-Effekte zwischen Krafteinleitungsstößel und Packaging zurückzuführen. Diese Effekte sind im menschlichen Körper aufgrund einer dann vorliegenden reibungsvermindernden speziellen Beschichtung unter Flüssigkeit nicht zu erwarten. Die Analyse der Kennlinie ergibt unter Ausschluss von zwei besonders deutlich durch Stick-Slip-Effekte hervorgerufenen Abweichungen einen gegenüber dem Messelement ohne Packaging auf $F_{ges} \leq \pm 2,6 \%$ erhöhten maximalen Gesamtfehler. Diese Fehler liegen innerhalb der nach Tabelle 4.3 geforderten Fehlergrenzen für uniaxiale Belastung. Damit sind die Messelemente auch mit relativ hartem Polyurethan-Packaging der Shorehärte Shore A 70 einsetzbar. Eine Verkleinerung des Toleranzbandes durch Verringerung der Störeffekte, z. B. über eine reibungsmindernde Beschichtung, sollte zukünftig untersucht werden. Die Abweichung des Übertragungsfaktors zu den ohne Packaging durchgeführten Vermessungen liegen innerhalb der durch die Krafteinkopplung beeinflusste Messabweichung (Abb. 10.6).

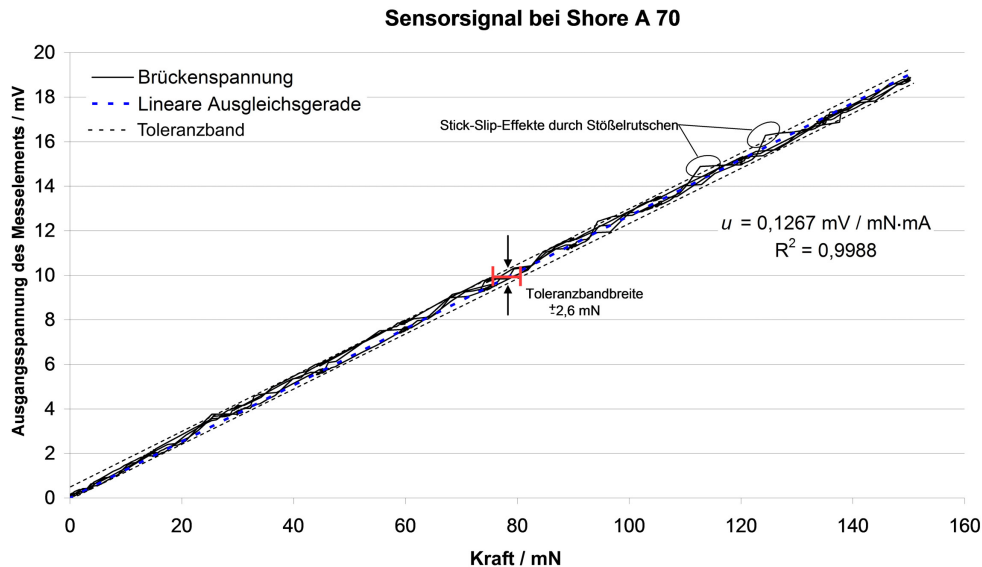


Abb. 10.8: Sensor mit Polyurethan-Packaging des Härtegrades Shore A 70.

Es sind leichte Stick-Slip-Effekte zu erkennen, die in der tatsächlichen Anwendung nicht auftreten sollten. Weitere deutlichen Hysterese-Effekte sind nicht ableitbar. Die Kennlinie ist somit eindeutig auswertbar.

Einfluss auf die Übertragungsfaktoren

Die Übertragungsfaktoren für unterschiedliche Härtegrade des Packagings sind in Abb. 10.9 zusammengefasst. Wie zu erwarten, nimmt der Übertragungsfaktor aufgrund des verstärkten Kraftnebenschlusses für höhere Härtegrade geringfügig ab. Für die Anwendung im menschlichen Körper ist aber ein robustes Packaging notwendig, weshalb Härtegrade im höheren Bereich \geq Shore A 60 gewählt werden. Die Abbildung 10.8 zeigt, dass die Auswertung mit einem Packaging von Shore A 70 mit einer Unsicherheit $F_{ges} \leq \pm 2,6\%$ möglich ist.

Einfluss des Packagings auf den Nullpunkt

Um die Effekte des Packagings zu untersuchen, erfolgt weiterhin die Erfassung des Temperatureinflusses auf die Nullpunktspannung unter Temperaturerhöhung von 27°C auf 37°C .

Die Abbildung 10.10 zeigt die Änderungen der Ausgangsspannungen für verschiedene Härtegrade des Packagings bei einem Temperatursprung von 10°C . Bei der Härte Shore A 0 sind die Ausgangsspannungen von Messelementen ohne Packaging als Referenz angegeben.

Der durch das Packaging zusätzlich induzierte Temperatureinfluss auf den Nullpunkt liegt unter der Streuung der Kennwerte der Messelemente ohne Packaging. Es lässt sich deshalb kein systematischer Temperatureinfluss allein für das Packaging angeben. Im Umkehrschluss lässt sich aber feststellen, dass – in diesem speziellen Fall – die Auswirkungen des Packagings

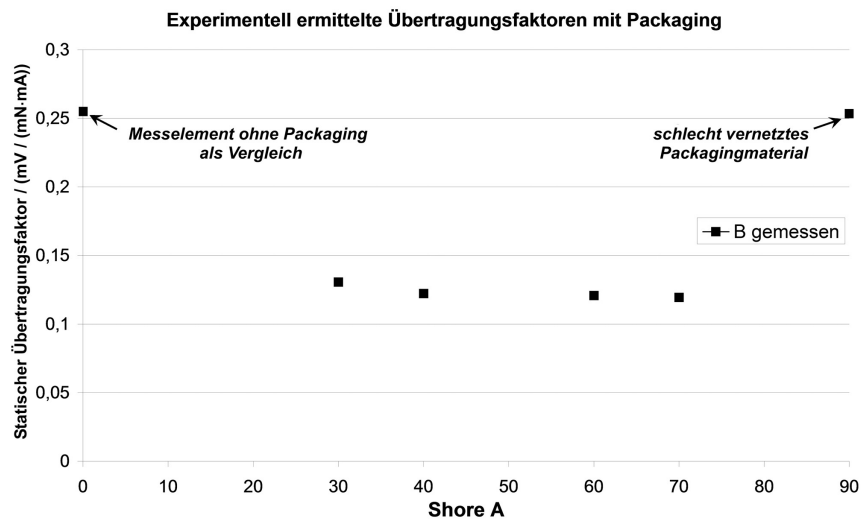


Abb. 10.9: Übertragungsfaktoren der Messelemente 1, Variante 1 mit Packaging verschiedener Härtegrade.

Bei Shore A 0 ist ein Messelement ohne Packaging als Referenz dargestellt. Aufgrund unterschiedlicher Krafteinkopplung - die Krafteinkopplung erfolgt beim Element mit Packaging aufgrund der Rundung mittig - ist der Übertragungsfaktor mit Packaging kleiner und nur mit Packaging reproduzierbar.

unter den Streuungen der Eigenkennwerte der Messelemente liegen. Die Verallgemeinerung dieser Feststellung muss durch weitere Untersuchungen noch erfolgen.

Die Tests sollten mit den Elementen der Musterserie 2, die aufgrund bestmöglicher Widerstandssymmetrie eine 50 fach geringere Nullpunktspannung aufweisen (Tabelle 7.2), deshalb erneut durchgeführt werden. Vor allem die vereinfachte Aufbau- und Verbindungstechnik der Elemente der zweiten Musterfertigung ermöglicht zukünftig eine wesentlich günstigere Ableitung dieser, aufgrund der kleinen Abmessungen aufwändig zu bestimmenden, Kennwerte. Auch mit Messelementen der zweiten Musterfertigung ist die Berücksichtigung des Temperatureinflusses zur weiteren Verringerung der Messunsicherheit nach Gl. (9.9) zu empfehlen.

10.4 Vermessung der Messelemente aus Musterfertigung II

Bei der Charakterisierung der Messelemente des zweiten Fertigungsdurchlaufs steht der Nachweis der Kraftvektorkalibrierung im Vordergrund.

Die Krafteinkopplung für eine Drei-Komponenten-Krafteinkopplung ist in der praktischen Realisierung anspruchsvoll (vgl. Abb. F.7 und Abb. F.6). Auf den Messelementen werden mittels Klebstoff Mikro-Basaltkugeln mittig befestigt. Die Krafteinleitung erfolgt über einen konischen Stößel (Abb. 10.12). In dessen Spitze ist eine senkrechte Vertiefung mit einem

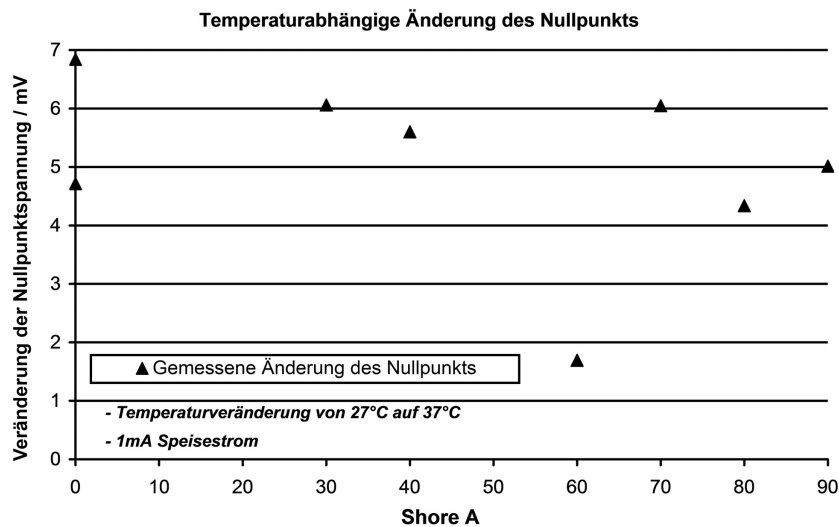


Abb. 10.10: Temperatureinfluss auf die Nullpunktspannungen von Messelementen mit unterschiedlichen Härtegraden des Packagings.

Bei der Härte Shore A 0 sind die Nullpunktänderungen von ungehäusten Messelementen als Referenz angegeben.

Durchmesser von ca. 300 μm eingeprägt. Diese erzeugt einen Formschluss zwischen Kraftein-
kopplung und Messobjekt und ermöglicht so die Kraftein-
kopplung auch von seitlichen Kraft-
komponenten mit nur geringer axialer Kraft F_z (Abb. F.6). Zur Vermessung ist trotzdem
immer eine axiale Kraft F_z notwendig, damit der Stößel nicht abrutscht. Die statische Vor-
last wird manuell zu ca. 120 mN eingestellt und vom Messergebnis subtrahiert. Die Abbil-
dung 10.11 zeigt die vorbereiteten Messelemente. Die Positionierung der Spitze bezüglich des
Messobjektes kurz vor dem Kontakt ist in Abbildung 10.12 dargestellt.

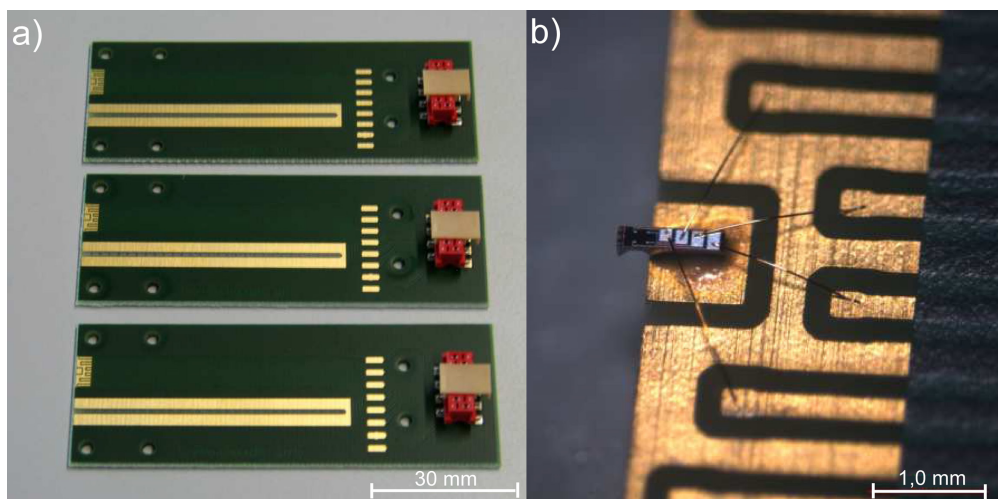


Abb. 10.11: Adapterplatinen zum Vermessen der Sensoren.

a) Platinen mit Messelementen, b) montiertes Messelement K01

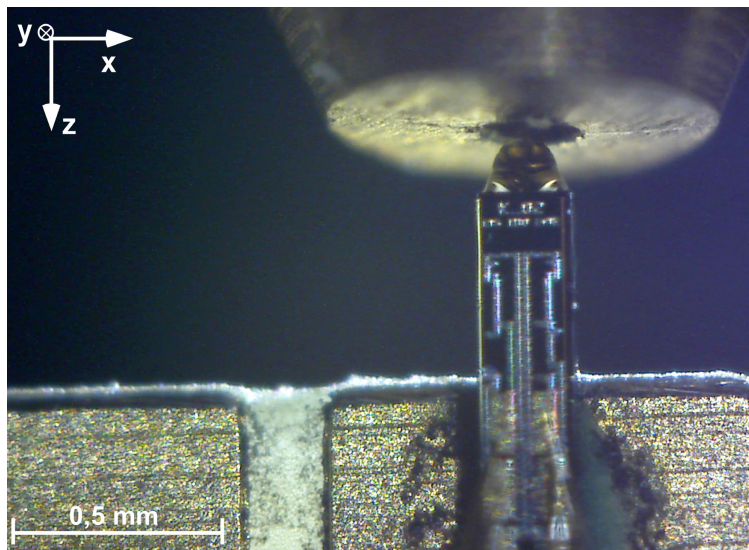


Abb. 10.12: Positionierung der Krafteinkopplung zum Messobjekt.

Zur Positionierung wird zusätzlich die Darstellung einer zweiten Kamera im versetzten Winkel verwendet, um in allen Raumrichtungen optimal positionieren zu können.

Planung und Programmierung

Die Auswertung ist an die Richtlinie DKD3-3 [35] angelehnt. Ergänzend wird einem aufsteigenden Belastungszyklus zusätzlich auch immer direkt ein Entlastungszyklus zugeordnet. Das Messregime der DKD3-3 ist für uniaxiale Messsensoren ausgelegt. Der Ablauf wird deshalb auf drei Koordinatenrichtungen erweitert (Abb. 10.13).

Zum Anfahren der Messpunkte ist eine Zeit von 20 s zum Einregeln und danach sind weitere 20 s zum Halten der Kraftstufe vorgesehen. Die elektrischen Messspannungen werden mit einer Frequenz von 3 Hz aufgenommen. Das Ergebnis wird über 10 Werte gemittelt. Die Zeitachse ist in Vielfachen von 60 dargestellt, um die Umrechnung der dargestellten Sekunden in Minuten zu erleichtern.

Aus dem Messregime nach Abb. 10.13 lassen sich die Unsicherheitsbeiträge aus Varianz des Übertragungsfaktors, der Nullpunktabweichung, der Wiederholpräzision und der Umkehrspanne [35] sowie die Präzision der Kraftkomponententrennung ermitteln. Um zu untersuchen, ob das Dreikomponenten-Kalibriermodell auch für nicht orthogonale Referenzkraftstufen gilt, werden nach dem Kalibrierzyklus Kraftvektoren mit verschiedenen kombinierten Kraftkomponenten erzeugt und eingekoppelt.

10.4.1 Durchführung der Kraftvektorkalibrierung am Beispiel K02

Im Gegensatz zum Messelement 1, Variante 1 weisen die Messelemente 1, Variante 2 und dessen Nachfolgeelemente K02 zwei zusätzliche Widerstände auf dem Substrat-Material und einen allgemein größeren Abstand der relevanten Widerstände zueinander auf. Neben der

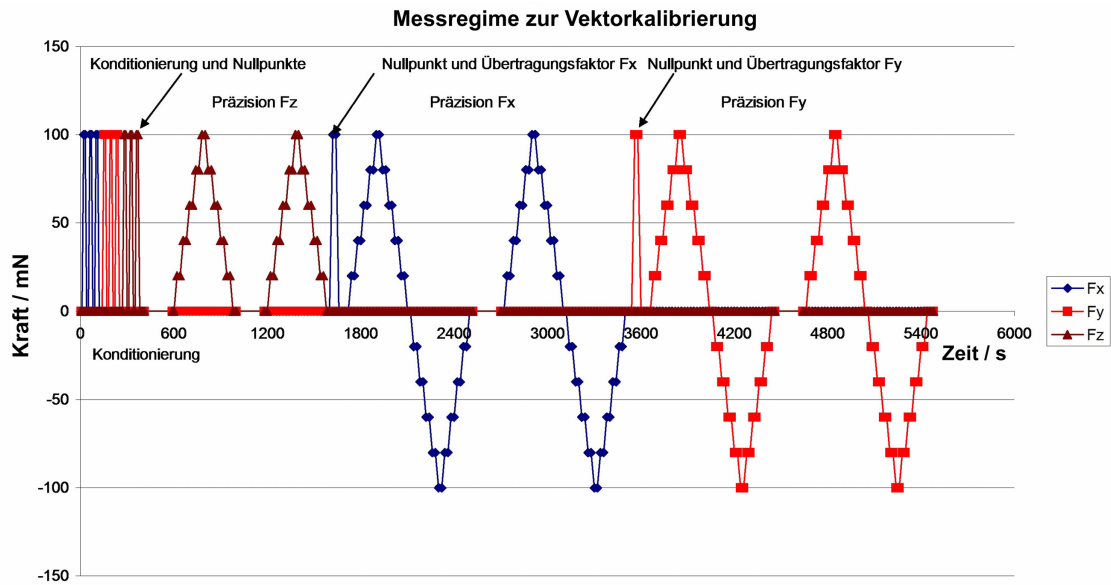


Abb. 10.13: Messregime zur Dreikomponenten-Kalibrierung und Ermittlung der Präzision der Messelemente des zweiten Fertigungsdurchlaufs.

Auswertung durch alternierende Beschaltung mit der speziellen Signalelektronik (Kap. 9) ist deshalb auch eine Auswertung des Kraftvektors über eine statische Bestromung mit einer einzelnen Stromquelle und die Auswertung über drei konstant beschaltete Verstärkerkanäle möglich. Es soll gezeigt werden, dass die Kraftvektorbestimmung mit der einfachsten Auswertung mit konstanter Bestromung möglich ist.

Hierzu wird die in Kap. 9 entwickelte Signalelektronik angeschlossen. Zur rauscharmen Messung erfolgt die Charakterisierung vorerst mit konstanter Stromamplitude von $I_0 = 1 \text{ mA}$ bei konstanter Messelementbeschaltung² in die Klemmen 7 und 8 in das Messelment nach Abb. 6.13 eingespeist. Durch Messen von drei Ausgangsspannungen des Messelements – es werden die Spannungen der linken Halbbrücke U_{28} (Gl. (9.16)), die Brückendifferenzspannung U_{24} sowie die Spannung am unteren Spannungsteiler U_{58} aufgenommen – wird die Vektorkalibrierung (Abschnitt 9.2.2) durchgeführt. Die Messspannungen werden auf jeweils eine einzelne relevante Nennkraftkomponente normiert; die Brückendifferenzspannung U_{24} wird auf F_z normiert, die Spannung der linken Halbbrücke U_{28} wird auf F_y und die Spannung am Spannungsteiler U_{58} auf F_x normiert. Die einfach normierten Spannungen sind in Abb. 10.14 für einen verkürzten Messablauf dargestellt.

Es ist zu erkennen, dass die einfach normierten Spannungen der Mikro-Kraftsensoren (helle Farbe) jeweils der Referenzkraftkomponente folgen, auf die sie normiert wurden (gleiche Farbe, dunkler). Allerdings gehen auch die jeweils anderen beiden Kraftkomponenten in die jeweiligen Messspannungen ein. Es ist also – wie in Kapitel 6 berechnet – Übersprechen der

²Aufgrund des technologisch bedingten verringerten Grundwiderstands erfolgt eine Speisung mit höherem Speisestrom als in Kap. 6 festgelegt.

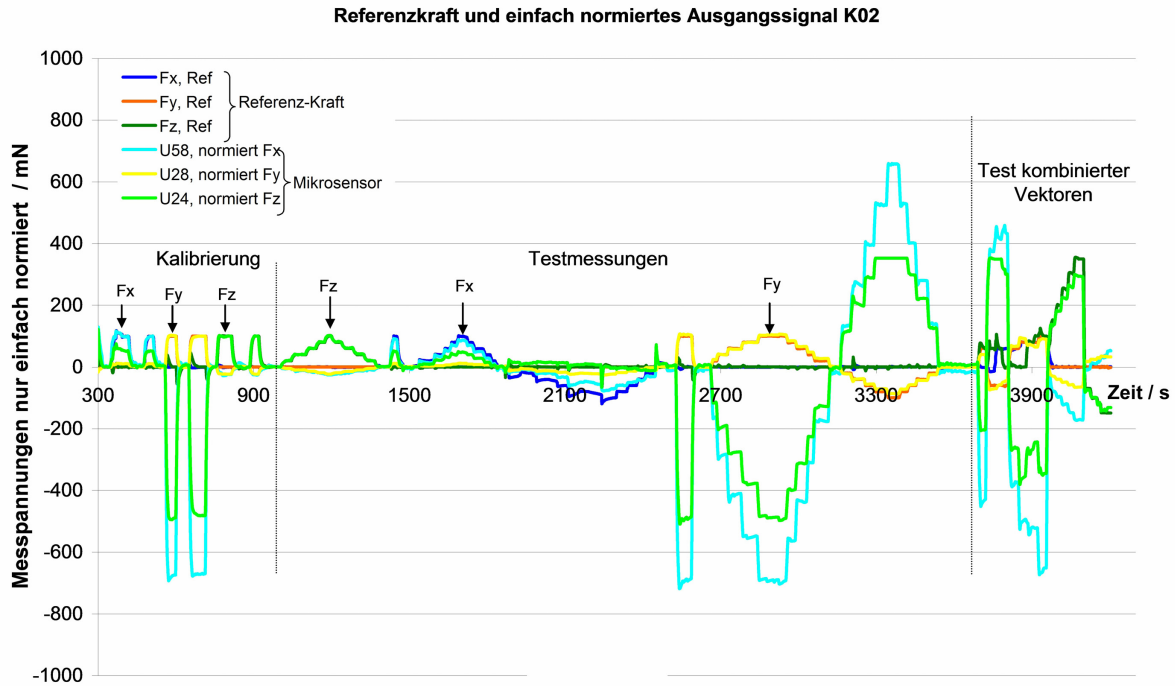


Abb. 10.14: Anliegende Kräfte und Verhältnisse der elektrischen Spannungen am Mikro-Kraftsensor K02 während eines verkürzten Kalibrierzyklusses.

Die Messspannungen sind für eine übersichtliche Darstellung auf die einzelne Kraftkomponente, die sie repräsentieren, normiert und in Millineutron dargestellt. Es wird das Übersprechen zwischen den einzelnen Kanälen deutlich. Die dunkle Kennlinie spiegelt die Istkraft wieder, die helle Kurve derselben Farbe das Ausgangssignal des Mikro-Kraftsensors.

einzelnen Kraftkomponenten in allen Spannungsverläufen erkennbar. Die Messspannungen sind noch stark untereinander abhängig.

Durch Kalibrieren soll das Übersprechen beseitigt werden. Es werden deshalb – analog zum theoretischen Vorgehen in Abschnitt 9.1 – orthogonale Kraftvektoren (siehe Kalibrierung F_x , F_y , und F_z in Abb. 10.14) erzeugt. Ihre gemessenen Werte werden in der Matrix \mathbf{F}_{Kal} notiert. Die korrespondierenden Messspannungen werden in der Spannungsmatrix \mathbf{U}_{Kal} zusammengefasst. Nach Gl. (9.7) wird die Übertragungsmatrix \mathbf{B} berechnet (Gl. (10.1)).

$$\begin{pmatrix} u_{58} - U_{58,0} \\ u_{28} - U_{28,0} \\ u_{24} - U_{24,0} \end{pmatrix} = \underbrace{\begin{pmatrix} 1 & -6,686 & -0,268 \\ 0,109 & 1 & -0,230 \\ 0,519 & -4,807 & 1 \end{pmatrix}}_{\mathbf{B}} \frac{\text{mV}}{\text{mN}} \cdot \begin{pmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \end{pmatrix} \text{ mN} \quad (10.1)$$

Durch Invertieren der Übertragungsmatrix \mathbf{B} ergibt sich die Messfunktion \mathbf{K} . Für den ver-

messenen Sensor nach Abb. 10.15 ergibt sich \mathbf{K} zu

$$\begin{pmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \end{pmatrix} = \underbrace{\begin{pmatrix} -0,0615 & 4,7154 & 1,0668 \\ -0,1342 & 0,6732 & 0,1187 \\ -0,6138 & 0,7900 & 1,0180 \end{pmatrix}}_{\mathbf{K}} \frac{\text{mN}}{\text{mV}} \cdot \begin{pmatrix} u_{58} - U_{58,0} \\ u_{28} - U_{28,0} \\ u_{24} - U_{24,0} \end{pmatrix} \text{mV} . \quad (10.2)$$

In die absoluten Werte der Matrix gehen die speziell an das Messelement angepassten Verstärkungsfaktoren der Signalverarbeitung ein. Die Koeffizienten entsprechen also nicht direkt den Übertragungsfaktoren des Messelements. Die Struktur der Matrix gibt allerdings sehr gut das Übersprechen der einzelnen Krafrichtungen in die elektrischen Spannungen wider.

Durch Anwenden der Berechnung Gl. (10.2) ergeben sich aus den Daten nach Abb. 10.14 die gesuchte Sensormesswerte in Abb. 10.15.

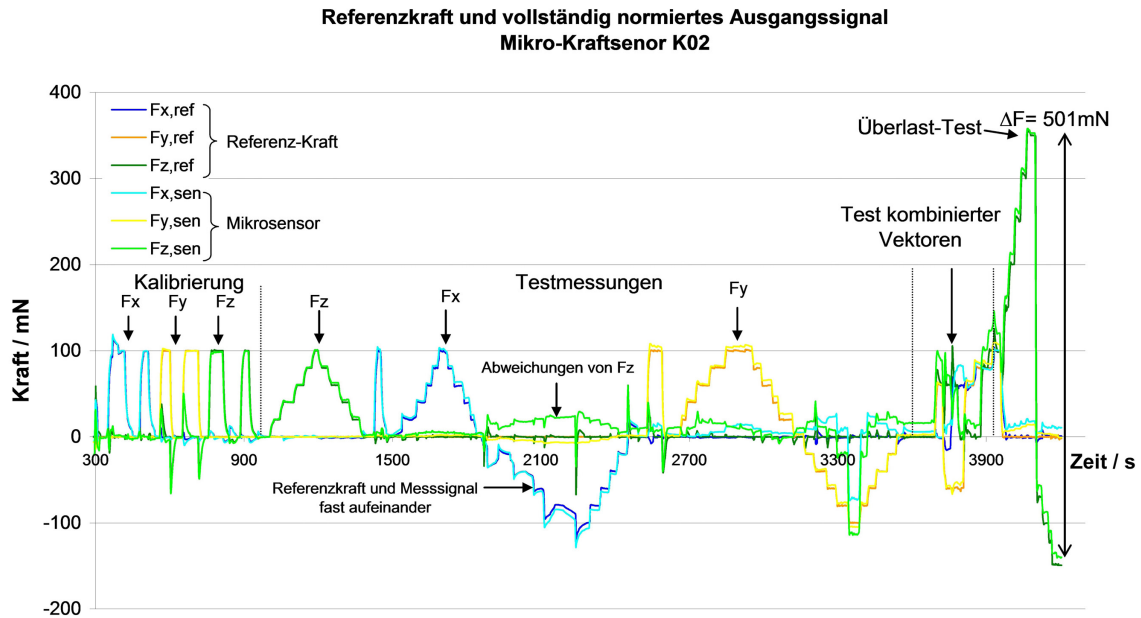


Abb. 10.15: Anliegende Kräfte und errechnete Kräfte vom Mikro-Kraftsensor K02 während eines verkürzten Kalibrierzyklusses.

Die Messspannungen sind linear unabhängig und auf alle drei Krafrichtungen normiert. Die dunkle Kennlinie spiegelt die Istkraft wieder, die helle Kurve derselben Farbe das Ausgangssignal des Mikro-Kraftsensors.

Die vollständig normierten Ausgangsspannungen folgen wiederum dem Verlauf der jeweiligen Referenzkraftkomponente. Im Gegensatz zur Abb. 10.14 ist das Übersprechen stark verringert. Bei Verändern der Kraft einzelner Krafrichtungen – $-F_x$ und $-F_y$ – tritt zeitweise Übersprechen von ca. 20 % auf die Spannungskomponente für $-F_z$ auf. Es ist ein Ausreißer bezüglich Übersprechen bei $F_y = -100 \text{ mN}$ erkennbar. Die Ergebnisse zeigen, dass die Vektorauflösung prinzipiell möglich ist. Dies wird im Folgenden weiter untersucht.

Für das Konzept der Richtungsauflösung der Kraft stellt sich die Frage nach der Unabhängigkeit der Messung bei beliebig zusammengesetzten Kraftvektoren. Um dies zu überprüfen wird ein Zeitausschnitt des Kalibrierzyklusses nach Abb. 10.15 in Abb. 10.16 dargestellt.

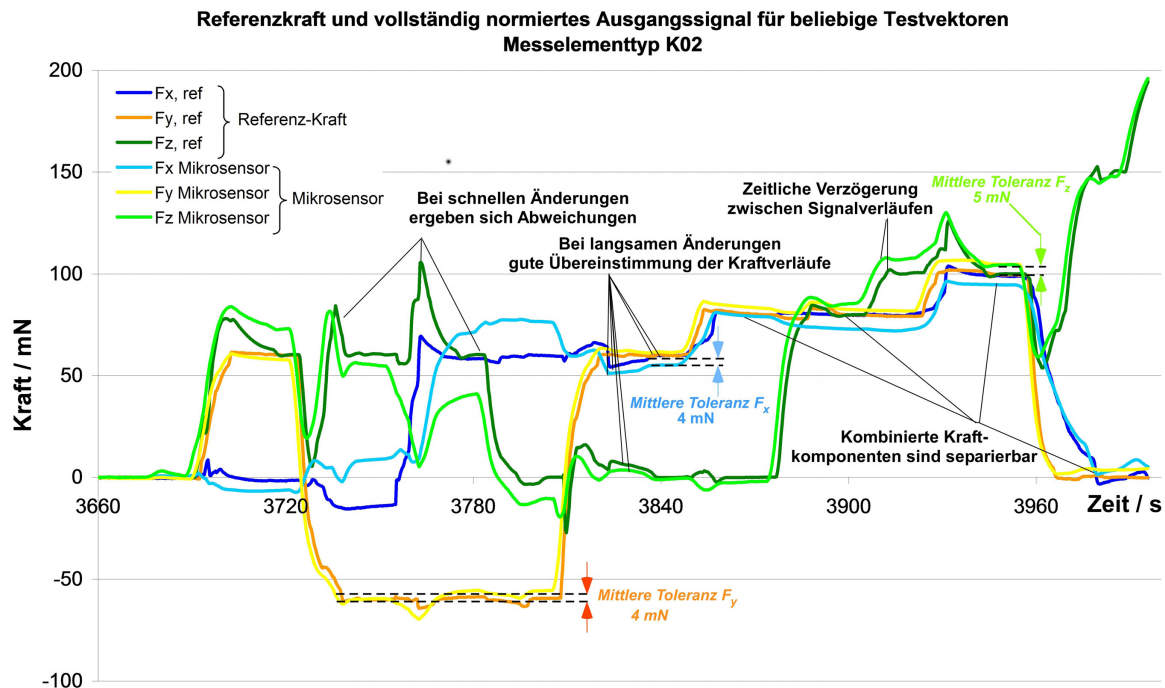


Abb. 10.16: Ausschnitt aus dem Kalibrierablauf mit unterschiedlichen Kombinationen von Kraftkomponenten.

Der mit dem Mikrokraftsensor bestimmte Kraftvektor stimmt für statische Kräfte mit dem des Referenzkraftsensors gut überein. Bei Änderungen des Kraftvektors ergeben sich deutliche Abweichungen der beiden Werte.

Die Betrachtung des detaillierten Zeitausschnitts lässt genauere Analysen zu. So ist zu erkennen, dass sich für statische Kraftamplituden das Ausgangssignal des kalibrierten Mikrosensors der Referenzkraft annähert und von dieser um etwa 3 % bis 6 % abweicht. Bei schnelleren Änderungen ergeben sich größere Abweichungen. Es ist zu erkennen, dass die Signale des Mikrosensors früher als die des Referenzkraftsensors detektiert werden. Für langsame Änderungen der Referenzkraft ergeben sich auch für beliebig zusammengesetzte Kraftvektoren gute Übereinstimmungen von Referenzkraft und Ausgangssignal im Bereich von 3 % bis 6 %.

Die Analyse der Daten für den zeitlich eingeschwungenen Zustand zeigt die Abb. 10.17 beispielhaft für die Kraftrichtung F_z . Die Messdaten sind mit dem Messregime nach Abb. 10.15 aufgenommen. Weitere Kennlinien sind nach Kraftrichtungen getrennt im Anhang ?? dargestellt.

In den Messergebnissen bildet sich die Hysterese des Referenzkraftsensors [88] ab. Für die axiale Belastung beträgt der Fehler $\pm 1,6 \text{ mN}$, entsprechend $\pm 1,6 \%$. Für die unterschied-

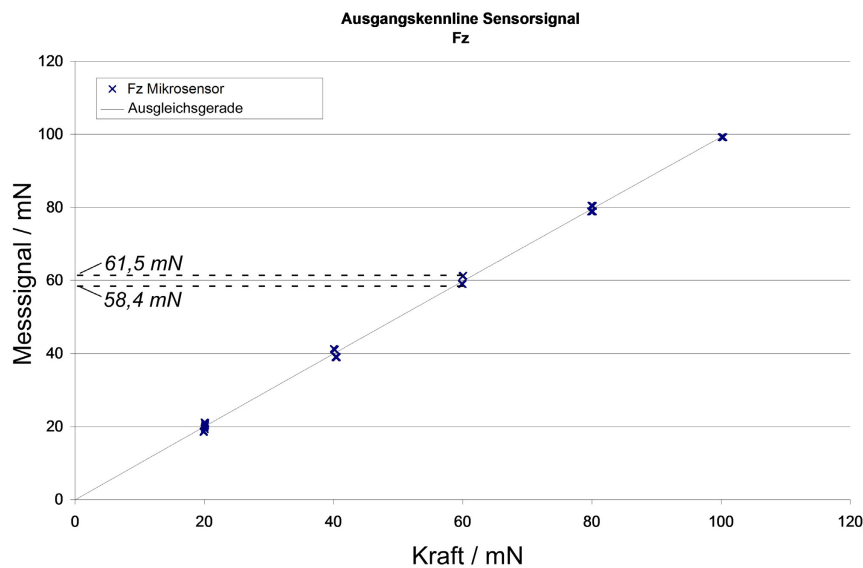


Abb. 10.17: Kennlinie zur Vermessung des Mikrosensors in allen drei Raumrichtungen unter Ausschluss der Messpunkte, bei denen die Kraftstufen nicht vollständig eingeregelt sind.

Beispielkennlinie F_z für Be- und Entlastung.

lichen Messelementvarianten des zweiten Fertigungsdurchlaufs werden weitere Kennlinien aufgenommen.

Diskussion

Die Ergebnisse nach Abb. 10.15 und Abb. 10.16 belegen, dass die lineare Approximation des Übertragungsverhaltens angewendet werden kann. Die anliegende Kraft kann in Richtung und Betrag mit Fehlern von 3 % bis 6 % berechnet werden. Bei eingeschwungenem Zustand sinken die Fehler auf $\pm 1,6$ %.

Es zeigt sich aber auch, dass beim Wechseln von einer Kraftstufe zur nächsten der Mikrokrachtsensor neue Werte bereitstellt, bevor der Referenzsensor anspricht. Für eine genaue Ermittlung der Fehlergrenzen der Mikrokrachtsensoren muss die Vermessung äußerst langsam durchgeführt werden. Weiterhin tritt eine mit der Zeit ansteigende Verzögerung in der Datenweitergabe des Referenzsensors an das PC-System auf, die erst bei längeren Messzeiten auffällt. Hierdurch weisen die Ausgangssignale des Messobjektes und des Referenzsensors, sowie die einzelnen Kraftsignale des Referenzsensors untereinander, am Ende des Messzyklus nach Abb. 10.15 zeitliche Unterschiede von mehreren Sekunden auf. Diese Abweichungen wirken sich bei Änderungen der Referenzkraft aus und spiegeln sich im Besonderen im Verlauf in Abb. 10.16 wider.

Die Messunsicherheit des Messtandes ist maßgeblich durch die zeitliche Drift des Nullpunktes des Referenzkraftsensors bestimmt. Die Drift führt zu einer Verschiebung der Referenzpunkte für Wiederholpräzision, Linearität und Hysteresefehler und ist maßgeblich für diese verantwortlich. Es wurden hierzu zwei hochwertige Verstärker zur Signalaufbereitung untersucht

(HBM *ML55B*, ME-SYSTEME *GSV02*). Aufgrund der Verwendung des Referenzsensors unterhalb seines nominellen Messbereichs – für den Messbereich um 100 mN sind keine Dreikomponenten-Kraftsensoren verfügbar – wirkt sich die Nullpunktdrift verstärkt aus. Für zukünftige Messungen sind damit folgende Optimierungen umzusetzen:

- Weitere, besonders driftarme Vorverstärkung der Signale des Referenzkraftsensors, Realisierung besonders stabiler Speisespannungen des Sensors oder ratiometrische Auswertung,
- Überarbeitung der digitalen Schnittstelle zu den Auswerteinheiten des Referenzsensors für verzögerungsarmes, simultanes Auslesen.

Mit diesen Optimierungen ist zukünftig eine Verringerung der Eigenfehler des Messplatzes und damit eine weiter verbesserte Charakterisierung der Messfehler der Messelemente möglich.

10.5 Zusammenfassung der Ergebnisse und Ausblick

Für die Vermessung wurden iterativ zwei Messstände aufgebaut. Im ersten Messstand können fundamentale Kenngrößen wie Linearitätsfehler, Hysteresefehler und Temperaturgang relativ genau bestimmt werden (Gesamtunsicherheit ca. 1,7 mN). Hierzu müssen Messelemente ein- und umgespannt werden und die Sensoren können nur von zwei Seiten vermessen werden. Die weitere Verringerung der Eigenfehler des Messplatzes wurde durch Verwendung eines alternativen Referenzsensors begonnen [87]. Dies lässt zukünftig noch geringere Fehlergrenzen der Messelemente und die Trennung von Linearitäts- und Hystereseeinfluss erwarten.

Ein weiterer neuartiger Messaufbau dient der automatischen Kalibrierung in drei Achsen ohne Umspannen des Sensors. Der Messaufbau ist gegen Hochfrequenzstörungen, Licht und Temperaturänderungen geschirmt bzw. isoliert und es können definiert Temperaturen eingeregelt werden. Aufgrund der Möglichkeit verschiedene Kraftvektoren automatisch und exakt einzuregulieren, können weitere Untersuchungen erfolgen. Weiterhin kann der Messstand-Aufbau als Grundlage für eine zukünftige, automatisierte Stückprüfung dienen oder qualifizierte Ergebnisse für die Zulassung der Sensoren als Medizinprodukt ermöglichen.

Die uniaxiale Vermessung der Messelemente nach Abschnitt 10.3.2 ergibt kombinierte Linearitätsfehler und Hysteresefehler von $\pm 1,7\%$. Die Auflösung der Messelement-Messfehler ist durch die Eigenfehler des Messplatzes beschränkt. Für mit Packaging versehene Messelemente steigt die Breite des Toleranzbandes aufgrund von Hysteresefehler auf $\pm 2,6\%$. Die Übertragungsfaktoren betragen für das Messelement mit Packaging etwa $2,5 \text{ mV/mN} \cdot \text{mA}$. Sinkende Übertragungsfaktoren sind nur bedingt auf die Versteifung durch das Packaging zurückzuführen. Dieser Einfluss beträgt nach Abb. 10.9 von einem weichen Packaging (Shore A 30) zu einem relativ steifen Packaging (Shore A 70) nur 6 %. Vielmehr ergibt sich durch das Packaging eine abgerundete Kopfform. Hierdurch wird die Kraft mittig eingekoppelt und es liegt die Kraftangriffsbedingung vor, wie sie im Kap. 6 für den Entwurf zugrunde gelegt wurde.

Die Übertragungsfaktoren fallen für den genutzten Prozess nach Kap. 7 aufgrund der höheren Dotierkonzentrationen und der damit verbundenen niedrigeren piezoresistiven Koeffizienten geringer aus als mit den Entwurfgrößen im Kap. 6 berechnet. Zum Vergleich Entwurfs- werte mit den Messwerten muss die Ausgangsspanne auf die Versorgungsspannung an der Brücke bezogen werden und so auch der Einfluss der unterschiedlichen Grundwiderstände bei Stromspeisung eliminiert werden. Für das mit Packaging versehene Messelement 1 ergibt sich experimentell beispielsweise eine um den Faktor 3,65 verringerte Ausgangsspanne als in Tabelle 6.6 angegeben. Dies stimmt mit den abgeschätzten Faktor von 2,5 bis 3,5 nach (vgl. Abschnitt 7.1 und Abb. B.3 grob überein.

Die Untersuchung des Temperatureinflusses des Nullpunktes erfordert weitere Versuche mit den Elementen des zweiten Fertigungsdurchlaufs. Zur Kompensation der danach verbleibenden systematischen Fehleranteile wird der Auswertungsalgorithmus nach Gl. (9.9) empfohlen.

Die Sensoren wurden auf Überlastfestigkeit getestet. Mit einer axialen Kraft über 500 mN (vgl. Abb. 10.15 bei 4000 s, teilweise über 1 N) trat in allen Versuchen keine Funktionsbeeinträchtigung oder ein Bruch auf. Das Übertragungsverhalten bleibt erhalten und linear. Damit werden die Anforderungen an das Messelement erfüllt. Nach Abschluss aller Tests sollen strukturierte, zerstörende Tests Aufschluss über die Bruchgrenze der Sensoren in jeder Richtung ermöglichen. Während der Handhabung der Platinen mit Messelementen muss vorsichtig gearbeitet werden, um die Messelemente nicht zu zerstören. Die in Führungsdrähte integrierten Messelemente erweisen sich hingegen als sehr robust. Dies ist einerseits auf die hohe Nachgiebigkeit, vor allem aber auf die geringere Masse des Drahtes zurückzuführen. So bewirken Anschläge und die damit verbundene Geschwindigkeitsänderung nur geringe Kräfte auf das relativ spröde Silizium-Messelement. Statische Kräfte führen zum Biegen des Drahtes und zur Begrenzung der Kraft. In keinen Tests mit in Führungsdrähten integrierten Messelementen (Kap. 11) trat ein Bruch der Messplatte auf.

Die Vektorkalibrierung wird am Messelement K02 dargestellt. Die Vektorauflösung gelingt. Damit ist der Nachweis erbracht, dass die Homogenisierung der richtungsabhängigen Empfindlichkeiten möglich ist. Die Kraft ist in Betrag und Richtung messbar. Es ergeben sich Messunsicherheiten von $\pm 6\%$.

Die experimentellen Ergebnisse an den Messelementen 1 und K02 bestätigen damit deren Eignung als haptischer Kraftsensor in der Führungsdrahtspitze und die Erfüllung der zu Beginn abgeleiteten Anforderungen (Kap. 4).

Auf die Vermessung der dynamischen Eigenschaften wurde aus zwei Gründen verzichtet und dafür ein analytisches Modell angeführt. Zum Einen war der Aufbau des Messtandes sehr aufwendig und erforderte zur Implementierung der dreikomponentigen Kalibrierung hohen Arbeits- und Zeitaufwand. Es wurde der Fokus auf den Nachweis der Tauglichkeit zur dreikomponentigen Kraftmessung zur Normierung der richtungsabhängigen Empfindlichkeiten gelegt. Der Nachweis der höchsten Messfrequenz lässt sich dagegen sehr einfach und sicher über das analytische Modell vorhersagen (Abschnitt 6.5.3). Zum Anderen weisen verfügbare Kraftreferenzen nicht die notwendige hohe Messfrequenz auf. In Zukunft soll die Eigenreso-

Tabelle 10.2: Vergleich der experimentell ermittelten Eigenschaften der Messelemente 1 und K02 mit den vorausgerechneten Kennwerten und den Anforderungen.

| SENSORKENNWERT | ZIELSTELLUNG | ANALYTISCH | EXPERIMENTELL |
|--|---|-----------------------------|--|
| Nennkraft | $F_N = 100 \text{ mN}$ | $F_N = 100 \text{ mN}$ | $F_N = 100 \text{ mN}$ |
| Überlastfestigkeit | $F_{\max} > 300 \text{ mN}$ | $F_{\max} > 500 \text{ mN}$ | $F_{\max} > 500 \text{ mN}$ |
| Linearitätsfehler | $F_L < 5 \%$ | $F_L \approx 2 \%$ | $F_L \leq 1,6 \%$ |
| Hysteresefehler | $F_H < 5 \%$ | $F_H \ll 1 \%$ | $F_H \leq 1,6 \%$ |
| Elektrische Spannungsfestigkeit vor Channeling | $U_V > 9,0 \text{ V}$ | $U_V \geq 10 \text{ V}$ | $U_V \geq 26 \text{ V}$ |
| Temperaturgang des Nullpunktes mit Packaging | $F_\vartheta < 1 \%$, kompensierbar | – | an Elementen Durchlauf II neu zu bestimmen |
| Vektorkalibrierung | $F_{\text{ges}} < 10 \%$ | – | $F_{\text{ges}} \leq 6 \%$ |
| Messfrequenzen | statisch bis 1 kHz | statisch bis 2 MHz | statisch, dynamisch nicht abgeschlossen |

nanzfrequenz durch Impulsbelastung des Sensorkopfes mit harten Massekügelchen angeregt und ausgemessen werden.

Zukünftige Arbeiten sollten den Einfluss unterschiedlicher Kontaktpunkte, wie sich in der Anwendung ergeben, auf die die Kraftvektormessung untersuchen.

11 Validierung der Anforderungen an das Assistenzsystem am Demonstrator

Ziel des folgenden Kapitels ist die Darstellung der Zusammenführung „Haptischer Führungsdraht“ und „Haptische Bedieneinheit“ zum Assistenzsystem HapCath.

Es wird weiterhin der Aufbau einer realistischen Testumgebung zur Durchführung von Katheterisierungen – mit und ohne haptische Rückmeldung – vorgestellt. Zusammen erfolgt eine erste Validierung des Konzeptes HapCath am Gesamtsystem.

11.1 Integration aller Komponenten zu einer Testumgebung für haptische Katheterisierungen

Die nach Kapitel 8 gefertigten sensorintegrierten Führungsdrähte werden mit der Signalelektronik nach Kapitel 9 zusammengeschlossen. Es erfolgt der Aufbau eines einfachen haptischen Displays zur Kraftkopplung auf den Führungsdraht. Das Verbindungsglied zwischen Sensorik und Aktorik ist die echtzeitfähige Signalverarbeitung.

11.1.1 Aufbau der Sensorelektronik, Signalverarbeitung und Aktor-Steuerung

Die in Kapitel 9 entwickelte und getestete Sensorauswertung wird zum Aufbau des Gesamtsystems mit einer Elektronik zur Ansteuerung von haptischen Displays erweitert.

Zur Kraftkopplung auf den Führungsdraht wird in einer parallelen Arbeit von SINDLINGER [140] eine haptische Bedieneinheit entwickelt. Die Krafterzeugung erfolgt über einen piezoelektrischen Ultraschall-Aktor. Als Schnittstelle der im Folgenden entwickelten Signalelektronik zu diesem haptischen Display soll eine echtzeitfähige Signalausgabe über Analogspannungen sowie über einen digitalen Serial Peripheral Interface (*SPI*)-Bus [32] realisiert werden. Da die Arbeiten zur haptischen Bedieneinheit mit piezoelektrischem Aktor noch nicht abgeschlossen sind, wird im Folgenden ein vereinfachtes haptisches Display entwickelt.

Eine Darstellung statischer und dynamischer Kräfte ist im einfachsten Fall mittels elektrodynamischer Motoren möglich. Die Ansteuerung erfolgt über vergleichsweise kleine elektrische Spannungen $U_M \leq 15 \text{ V}$ und leicht generierbare Ströme $i_M \leq 3 \text{ A}$. Da das Display primär

Kraft, aber nur sehr geringe Geschwindigkeiten erzeugen muss, ist die bewegungsinduzierte, elektrische Gegeninduktion sehr gering. Damit ist die Kraft nicht nur proportional vom Strom, sondern auch proportional von der Motorspannung abhängig. Bei bekanntem Ohmschem Widerstand des Strompfades kann die Erzeugung einer definierten Kraft in diesem speziellen Fall besonders einfach über Spannungssteuerung erfolgen.

Zur Kraftdarstellung sollen elektronisch kommutierte Motoren (EC-Motoren) angewendet werden. Im Gegensatz zu mechanisch kommutierten Motoren ist die Kommutierung im Drehmomentverlauf über den Drehwinkel nicht spürbar, und der Momentenverlauf ist rastmomentenfrei und stetig. Zur Kommutierung muss die Rotorposition bekannt sein. Es werden Motoren mit integrierten Hallsensoren ausgewählt [39]. Die Hallsignale werden im Mikrocontroller digitalisiert und in Winkelgrade der Rotorstellung umgerechnet. Diese Winkelinformationen stehen zur Generierung der Aktorströme sowie für Sicherheitsfunktionen in der Signalelektronik zur Verfügung. Zur späteren Erweiterung des haptischen Displays auf die Darstellung eines rotatorischen – zusätzlich zum translatorischen – Freiheitsgrad werden Schnittstellen für zwei Motoren integriert.

Jeder Motor verfügt über drei elektrische Phasen. Für eine optimale haptische Rückmeldung wird jede Phase mit einem um 120° versetztem Sinussignal angesteuert. Die Steuerungsspannungen werden im Mikrocontroller über sechs Zählerausgänge als digitale Signale mit einer Pulsfrequenz von 40 kHz erzeugt und über MOSFET-Treiberstufen ausgegeben. Über die Motorinduktivität entstehen kontinuierliche Stromverläufe und damit eine „rippelfreie“ Darstellung der Kraftsignale. Derzeitig noch geringfügig spürbare winkelabhängige Drehmomentschwankungen können zukünftig über eine im Mikrocontroller hinterlegte Tabelle für jeden Motor spezifisch kompensiert werden. Die Steuerung dieser Signaleinheit sowie die Datenübertragung an einen Steuer-PC erfolgt über einen USB-Bus. Es können über den Steuer-PC die Verstärkungsfaktoren der haptischen Rückmeldung im Versuch kontinuierlich eingestellt werden. Die Sensorauswertung und Krafrückkopplung erfolgt mit einer Wiederholfrequenz von 10 kHz. Die Abbildung 11.1 zeigt das Gesamtkonzept sowie den realisierten Aufbau der Signaleinheit.

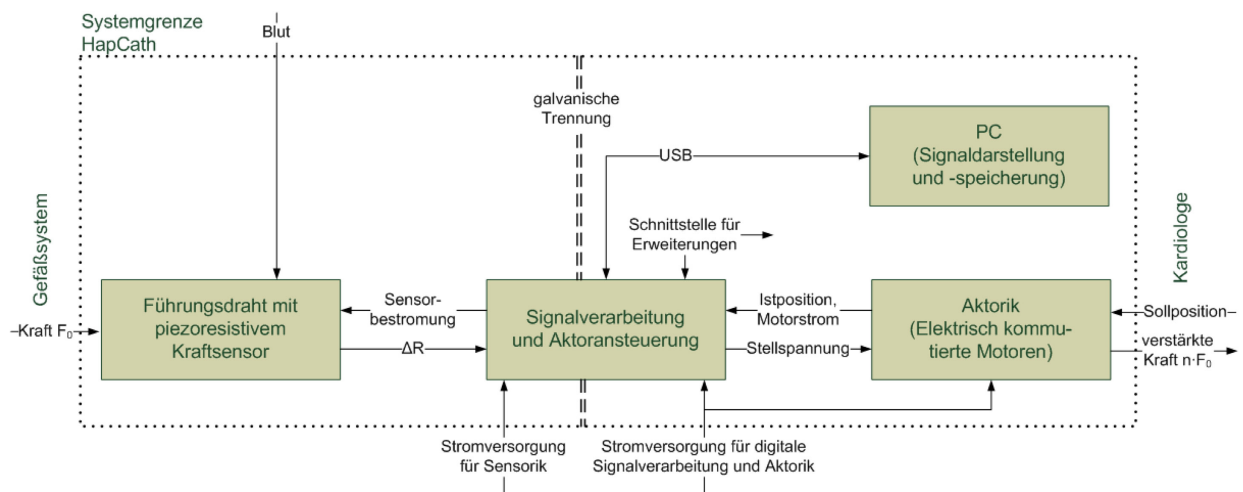


Abb. 11.1: Realisiertes Elektronikkonzept [29].

Beim Aufbau werden wesentliche Anforderungen der medizinischen Sicherheit berücksichtigt [30, 29].

11.1.2 Bedieneinheit mit elektrodynamischer Aktorik

Zur Validierung des Konzeptes wird ein einfaches haptisches Display mit EC-Motor aufgebaut. Da das System auch von Kardiologen begutachtet werden soll, ist ein rasches Einlegen und Herausnehmen des Führungsdrahtes wichtig. Die Abbildung 11.2a zeigt einen Mechanismus, der dies ermöglicht. Durch Aufziehen der Hülsen wird ein Schlitz freigelegt, in den der Führungsdraht eingelegt wird. Durch die Führung des Schlitzes kommt der Draht zwischen zwei Rollen zur Krafteinkopplung zum Liegen (Abb. 11.2b). Durch Zuschieben der Hülsen wird der Schlitz geschlossen. Es verbleiben zwei kleine Führungslöcher, durch die der Führungsdraht durch die ansonsten geschlossene Bedieneinheit geführt wird. Die Rollen mit dem dazwischen liegenden Führungsdraht werden nach dem Schließen durch eine vorab einstellbare Federkraft auf den Führungsdraht gezogen. Sie realisieren eine reproduzierbare Kraftkopplung. Eine Rolle ist direkt mit der Welle des EC-Motors verbunden. Durch den getriebelosen Aufbau wird eine dynamische und haptisch saubere Kraftdarstellung ermöglicht. In der Abbildung 11.2a und b ist das aktuell im Demonstrator eingesetzte Display [92] dargestellt.

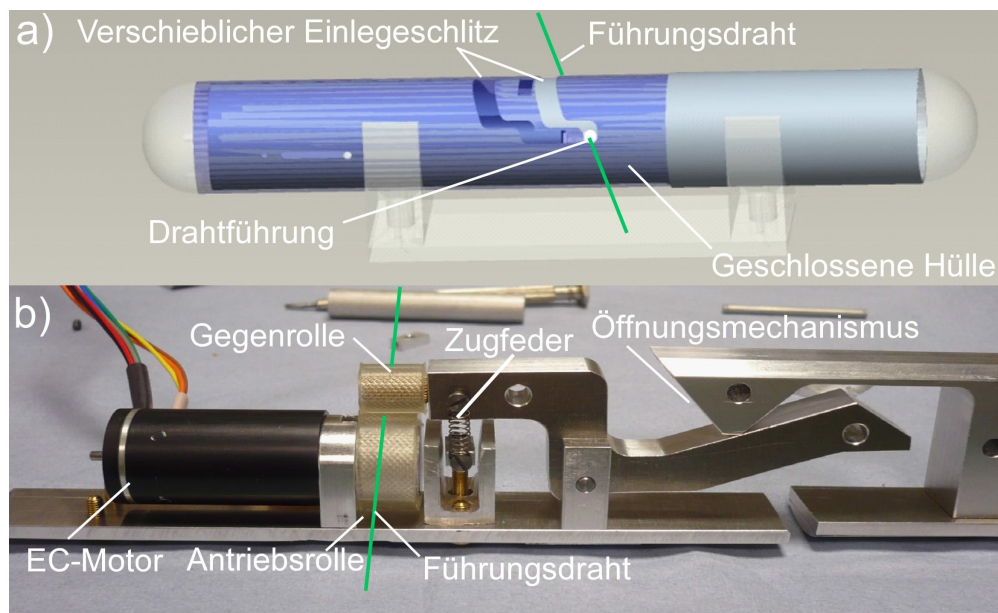


Abb. 11.2: Display mit elektrodynamischem Aktor zur Krafteinkopplung über Reibräder.
a) CAD-Darstellung der Gehäusungsmechanik mit halbtransparentem Gehäuse. Der Führungsdraht wird von oben eingelegt. Durch Schließen des Gehäuses wird die Anpresskraft zwischen der Antriebs- und der Gegenwalze aufgekoppelt,
b) Mechanik der Kraftterzeugung und Kraftkopplung.

Mit der aufgebauten Ansteuereinheit der Signalelektronik erfolgt die Kraftkopplung trotz der auf Führungsdrähten vorhandenen reibungsmindernden Beschichtung reproduzierbar. Wird

allerdings die Anpresskraft erhöht, so steigt die Reibung der Kraftkopplung. Es ist derzeit nur ein begrenztes Verhältnis von darstellbarer Kraft zu Reibungskraft im System möglich. Die technische Fragestellung der Erhöhung des Koeffizienten „Darstellbare Kraft/Reibkraft“ sowie die Darstellung eines rotatorischen Freiheitsgrades, also der gezielten Darstellung eines Drehmoments um die Führungsdrahtachse, bleibt zukünftigen Optimierungen vorbehalten.

Die Einstellung der inneren Reibung ist durch leichtes Aufziehen und Zusammenschieben der aufgebauten Bedieneinheit möglich. Durch ein fast geschlossenes Gehäuse lassen sich feinste Kräfte mit sehr geringer Reibung auf Führungsdrähte koppeln. Bei vollständig geschlossenem Gehäuse sind hohe Kräfte bis ca. 2 N aufkoppelbar. Diese sind wesentlich höher, als es für eine ansprechende Darstellung der Kräfte sinnvoll ist. Feinste Kräfte können aufgrund der inneren Reibung dann allerdings nicht dargestellt werden. Durch die aufgebaute Aktorik ist es mit der entwickelten Elektronik möglich, skaliert Kräfte auf den Führungsdraht zu koppeln. Sie bietet damit eine ausreichende Grundlage für erste Tests des Gesamtsystems „Haptisches Assistenzsystem“ im Laborversuch.

11.1.3 Aufbau eines Demonstrators für das Assistenzsystem

Das System soll durch Kardiologen unter realistischen Bedingungen getestet werden können. Weiterhin soll die anschauliche Vermittlung der Funktion des Systems durch „Anfassen und Erspüren“ im Test von Mediziner*innen im Labor sowie auf Konferenzen ermöglicht werden. Es wird deshalb eine Testumgebung erstellt, die einen Katheterplatz simuliert. Es sollen Katheterisierungen realistisch durchgeführt werden können. Der Aufbau soll mobil sein.

Der Test soll weiterhin in trocknen und flüssigkeitsgefüllten Ersatzarterien möglich sein. Hierzu ist ein System verfügbar, welches ein Modellherz aus Silikon mit künstlichen Arterien, eine Pumpe mit pulsierendem Flüssigkeitsstrom und einen Flüssigkeitskreislauf bereitstellt [90]. Das System wird bei der Ausbildung von Kardiologen eingesetzt. Es weist allerdings keine Möglichkeit zur realistischen Bildgebung auf und muss deshalb unter Röntgendurchleuchtung oder unter direkter Sicht zur Führungsdrahtspitze genutzt werden. Es wird deshalb im Folgenden eine realistische, aber mobil nutzbare Bildgebung aufgebaut.

Am realen Katheter-Behandlungsplatz steuert der Kardiologe die Röntgenbildgebung – die an einem Haltearm angebrachte Einheit aus Röntgenquelle und -detektor (C-Bogen) – durch Schwenken. Die Schwenkbarkeit wird auch am Demonstrator realisiert – in einem Freiheitsgrad durch elektrische, im zweiten Freiheitsgrad durch manuelle Verstellung. Die Bildgebung, die im Realfall über Röntgen erfolgt, wird durch ein Kamerasystem nachgebildet. Die Steuerung der aufgenommenen Videosequenzen erfolgt ebenso über Fußpedale für Echtzeit- und Wiederholungsdarstellung. Die Sequenzen werden über Monitore dargestellt (Abb. 11.3). So ist es möglich, das Kunstherz wie im Realfall zu verdecken. Die Kontrolle der Manipulation des Führungsdrahtes erfolgt nur noch über die Bildprojektionen auf den Monitoren in Echtzeit, sowie über die neuartige haptische Rückmeldung. Es kann weiterhin optional Kontrast-

mittel gespritzt werden. Auf diese Weise können für Katheterisierungen und zur Validierung des Assistenzsystems realistische Messergebnisse abgeleitet werden.

Während der Tests werden die wichtigsten Daten von der Signalelektronik an die Steuer-Personal Computers (PC) der Demonstrationsumgebung übertragen. Es erfolgt eine Darstellung der gemessenen Kraft zusätzlich auf dem Bildschirm als Orientierung für den Kardiologen.

Neben der bildlichen Darstellung ist es auch möglich, die an die Steuer-PCs gesendeten Informationen – z. B. Kraftverläufe und die Führungsdrahtposition über die Einschubslänge – für weitere Auswertungen zu speichern. Zur Validierung des Konzeptes HapCath können deshalb weitere Signale gewonnen und gespeichert werden. Hieraus können Beurteilungskriterien, z. B. die

- Behandlungsdauer für eine gegebene Stenosenart,
- maximal auftretenden Kräfte während einer Behandlung und
- Durchleuchtungsdauer

abgeleitet werden. Diese Kriterien können als Bewertungsfunktion dienen, um einen optimalen Grad der haptischen Rückkopplung zu identifizieren. Optimierungsparameter sind beispielsweise die Höhe des Verstärkungsfaktors sowie die Art und Einstellung der Filterung, z. B. eines Hochpassfilters zur Hervorhebung kalzifizierter Plaque und zur Modellierung härterer Anschläge. Die gespeicherte Weginformation des eingeschobenen Führungsdrahtes kann in einer technischen Implementierung helfen, Positionen im Gefäßverlauf wiederzufinden.

11.2 Erprobung des Gesamtsystems

Der Zusammenschluss der Komponenten sensorintegrierter Führungsdraht, Signalelektronik und einfaches haptisches Display wird durchgeführt. Da die Vektorkalibrierung noch aufwändig ist, wird die Auswertung der Sensoren über Gl. (9.16) für die linke und rechte Brückenspannung (U_{13} und U_{23} in Abb. 9.3) bei konstanter Bestromung aufgenommen. Die Signalauswertung und Kraftdarstellung erfolgt synchron mit einer Wiederholfrequenz von 10 kHz. Ein Bruchteil der gewonnenen Daten wird an das PC-System gesendet und dort angezeigt.

Die folgenden Versuche werden mit einer linearen Kraftskalierung mit einstellbarem Verstärkungsfaktor durchgeführt. Die exakte quantitative Beschreibung der haptischen Wahrnehmung ist gegenwärtig noch ungelöst [57]. Daher erfolgt die Beschreibung des „Gefühlten“ teilweise qualitativ.

Ergebnisse zur Führungsdrahtnavigation

Führt man die Führungsdrähte über unterschiedliche Oberflächen, so werden deren Strukturen über die Kraftrückkopplung realistisch und bei Erhöhung des Kraftverstärkungsfaktors

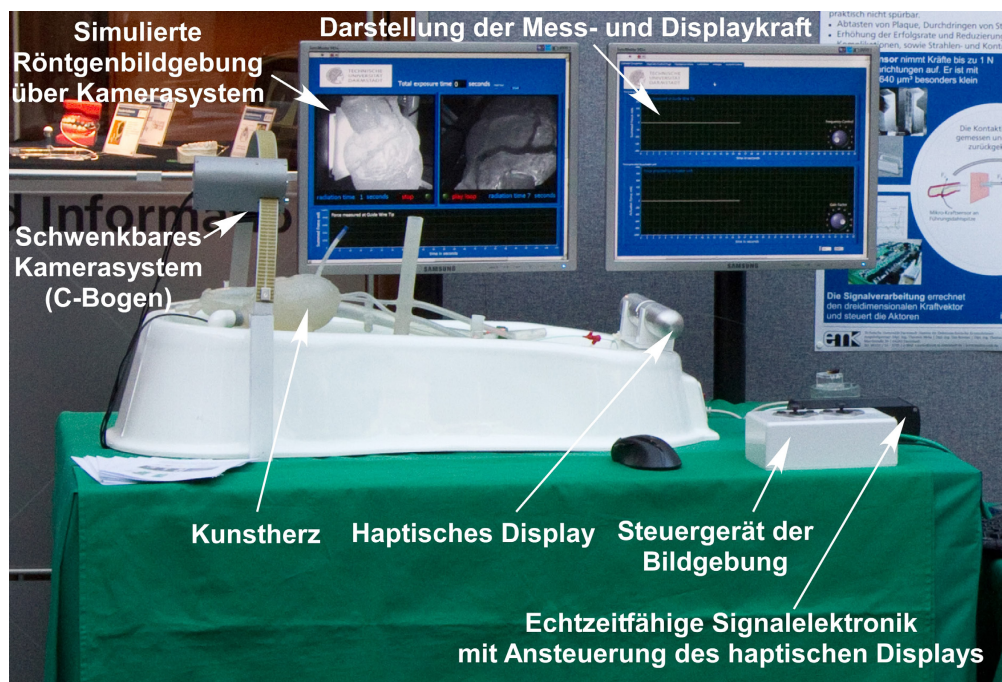


Abb. 11.3: Aufgebaute realistische Demonstrations- und Testumgebung.

Demonstrationsumgebung als Nachbildung eines Kathetermessplatzes mit Bildgebung und künstlichem Silikonherz zum Durchführen realistischer Tests. Das Demonstrationssystem wurde auf Tagungen ausgestellt [92, 12, 10, 11, 13].

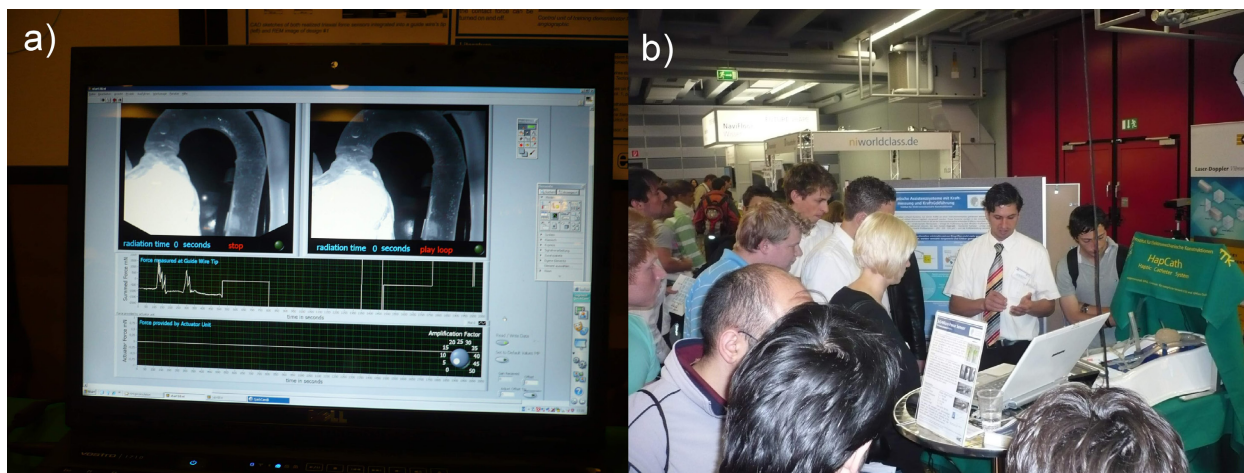


Abb. 11.4: Darstellung der Herzkranzgefäße mit optischer Bildgebung als Ersatz von Röntgenbildgebung.

a) Darstellung der künstlichen Herzgefäße und aufgenommene Kraft am Bildschirm, b) Ausstellung des Demonstrators.

überzeichnet verstärkt gespürt. Bedingt durch die sehr kleinen Sensorabmessungen stellen sich kleinste Rauigkeiten relativ stark dar. Nur mit dem menschlichen Finger können wegen der größeren Abmessungen diese Kleinststrukturen weniger deutlich detektiert werden. Die

Kraftrückmeldung ist per Software frei skalierbar.

Es können verschiedene Oberflächen wie Glas, Papier und Stoff anhand ihrer Rauheit unterschieden werden. Anschläge an weichen Schläuchen, die zur Darstellung von Arterien dienen, werden sehr deutlich ertastet.

Die Navigation in einen künstlichen Aderabzweig gestaltet sich mit der haptischen Rückmeldung wesentlich einfacher. So kann mit der Kraftrückmeldung ein Anschlag und ein Steckenbleiben der Führungsdrahtspitze sehr wirkungsvoll gefühlt werden. Durch Drehen und Schieben des Führungsdrahtes kann sehr viel feinfühlinger ein möglicher Weg ertastet werden. Die Abbildung 11.5 zeigt die gemessenen Kräfte für verschiedene Testszenarien im Adermodell. Die im haptischen Display dargestellten Kräfte entsprechen diesen Kräften, skaliert mit einem linearen, einstellbaren Faktor.

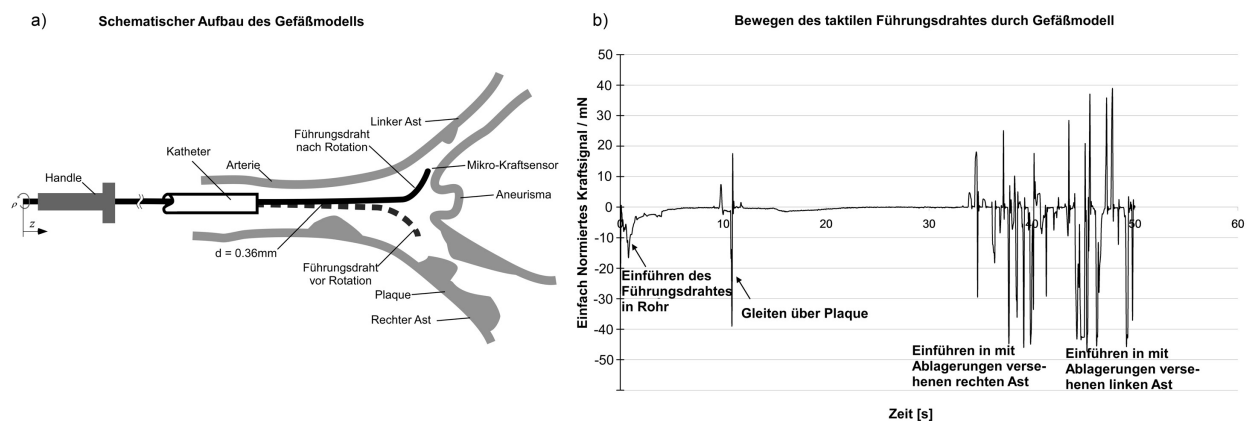


Abb. 11.5: Messergebnisse beim Navigieren des Drahtes mit minimalen Kräften.

a) Durch Drehen, Schieben und Ziehen wird der sensorintegrierte Führungsdraht in einem Adermodell aus Kunststoffröhrchen, versehen mit in Kunststoff eingebrachten Sand als künstliche Ablagerungen, manövriert. b) Beim Vorschieben ist eine Ablagerung im Gefäßsystem im Messsignal und in der haptischen Rückmeldung detektierbar. Nachfolgend ist das Sensorsignal beim Einführen, Vorschieben, Drehen der Spitze und Eindringen in die rechte und dann in die linke, verkalkte Aderabzweigung dargestellt und deutlich am haptischen Display ertastbar.

Die Tauglichkeit der Kraftsensoren für die Unterscheidung von Oberflächen-Rauigkeiten wird speziell untersucht. Hierzu werden mit den sensorintegrierten Führungsdrähten unterschiedliche Oberflächen abgefahren. Zur Darstellung rauer, kalzifizierter Plaque [64] wurde eine Oberfläche mit in Kunststoff eingebettetem Sand verwendet.

Es zeigen sich deutlich unterscheidbare Signale, die für die jeweiligen Oberflächen spezifisch sind. Über die gemessenen und haptisch dargestellten Kraftverläufe ist es möglich Oberflächen zu unterscheiden. Ob tatsächlich auch kalzifizierter und vulnerable Plaques unterschieden werden können, soll zukünftig in von Medizinern durchgeführten Tests ermittelt werden.

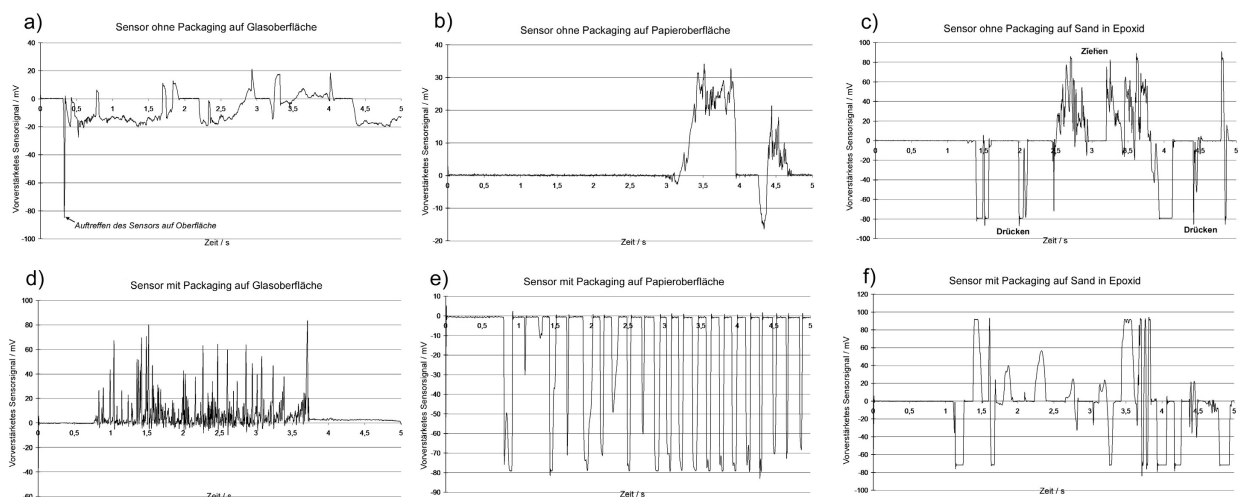


Abb. 11.6: Kraftsignale von sensorintegrierten Führungsdrähten mit ungehäusten Messelementen (erste Zeile) und von gehäusten Messelementen (zweite Zeile) zur Darstellung unterschiedlicher Rauigkeiten. a) und d) Glas, b) und e) Papier, sowie c) und f) Sand in Kunststoff.

a und e) Es zeigt sich, dass der Sensor ohne Packaging auf Glas kleinere Signalamplituden als der Sensor mit Packaging generiert, da das Packagingmaterial ohne Parylenebeschichtung einen hohen Reibungskoeffizienten auf Glas aufweist und deshalb erhöhte Reibkräfte entstehen. e) Auffällig ist der reproduzierbare, nahezu periodische Signalverlauf des Sensors mit Packaging auf Papier, c) und f) Höhere Rauigkeiten führen zu hohen Signalamplituden.

Haptische Darstellung

Zur Kraftdarstellung können verschiedene Arten der Signalberechnung gewählt werden. Es zeigt sich, dass eine Rückkopplung des verstärkten, positiven Betrages der Kraftwerte eine gut verständliche haptische Repräsentation ermöglicht. Bei dieser Art der Signalkrückkopplung führen positive und negative Kraftmesswerte auch immer zu einer Kraft, die den Führungsdraht aus dem Körper heraus drückt. Dies erhöht zusätzlich die Sicherheit (Abschnitt 4.3, Szenario nach Abb. 4.4 b). Zur Ableitung exakter Empfehlungen welche Verstärkungsfaktoren einzustellen sind, sowie zum Test von Signalalgorithmen zur optimalen Darstellung der Kräfte, sind intensive Versuche mit erfahrenen Medizinern notwendig. Der mögliche Nutzen des Systems wurde durch die Begutachtung von ausgewiesenen Medizinern bestätigt¹. Die umfangreichen Versuche zur Optimierung des Systems bleiben nachfolgenden Forschungsprojekten vorbehalten.

Da die Sensoren prinzipiell die Messung der Kontaktkraft in Betrag und Richtung erlauben, sollte bei der vorgesehenen zukünftigen Entwicklung angepasster haptischer Displays die Möglichkeit der Darstellung der Zusatzinformationen berücksichtigt werden.

Es zeigt sich, dass die anwendungsspezifischen Anforderungen auch von Displays mit elek-

¹siehe Werner, G.; Doennecke, P.; Völker, W.; Reifart, N.: Medizinische Kooperationspartner. S. 223

trodynamischen Aktoren erfüllt werden können. Auch ist eine Krafteinkopplung auf den Führungsdraht mittels Reibrädern möglich. Die Weiterentwicklung des haptischen Displays mit elektrodynamischen Aktoren ist Gegenstand der aktuellen Forschung durch OPITZ [112, 114].

Weiterentwicklung und neue Anwendungen des Gesamtsystems

Mit dem aufgebauten System ist es zusätzlich möglich, die an dem Führungsdraht gemessene Kraft auf einen zweiten, mechanisch nicht verbundenen Führungsdraht zu koppeln und dort ebenso die gemessenen Kräfte zu spüren. Hierdurch sind Telepräsenz Anwendungen simulierbar, bei denen der Kardiologe sich nicht im Raum mit dem Patienten befinden muss. Trotzdem erhält er eine verbesserte haptische Rückmeldung. Diese ist frei von den Reibkräften auf dem Führungsdraht.

Ebenso lässt sich die Reibkraft vollständig aus der haptischen Darstellung eliminieren, indem zusätzlich zur Kraft an der Führungsdrahtspitze auch die Kraft im Handstück des Kardiologen gemessen wird. Unter Kenntnis beider Kräfte lässt sich die Reibung des Führungsdrahtes im Gefäßsystem berechnen und ausregeln. So kann eine noch wesentlich verbesserte Kraftdarstellung erzielt werden.

Weiterhin kann das System mit einem Anschluss für ein zweites Display versehen werden. Hierdurch können Ausbildungssysteme realisiert werden, bei denen ein angehender Kardiologe und ein erfahrener Kardiologe die auftretenden Kräfte unabhängig dargestellt bekommen. Dadurch kann die Ausbildung von Ärzten durch direkte Erfahrungsvermittlung und Anleitung verbessert werden.

11.3 Fazit

In Abschnitt 2.4 werden medizinisch relevante Kriterien an das Assistenzsystem formuliert. Die Tabelle 11.1 fasst die erzielten Ergebnisse im Vergleich mit den medizinisch relevanten Kriterien zur Validierung zusammen.

Tabelle 11.1: Vergleich der Kriterien an das Gesamtsystem nach Abschnitt 2.4 und deren Erfüllung.

| KRITERIUM | BEMERKUNG | ERFÜLLUNG |
|--|---|-----------|
| A: Ertasten von Abzweigen | Ertasten möglich (Abb. 11.5) | ✓ |
| B: Kraftvermittlung beim Anstoßen | Verengungen können mit weniger Spitzenkraft überwunden werden | ✓ |
| C: Ertasten von Oberflächeneigenschaften | Ertasten verschiedener Rauigkeiten (Abb. 11.6) | ✓ |
| D: Abtasten von Stents | Über Abtasten verschiedener Oberflächen nachgewiesen | ✓ |
| E: Teilweiser Ersatz von visueller Information | Reduktion der Durchleuchtung durch einfachere Navigation | ✓ |

Das System erfüllt grundsätzlich die wesentlichen Zielstellungen – die haptischen Rückmeldung bei den ausgewählten Szenarien. Damit kann die Forschungsfragestellung, ob ein System mittels haptischer Rückmeldung die Navigation von Führungsdrähten vereinfachen kann, positiv beantwortet werden.

In diesem Kapitel wurde der Zusammenschluss des sensorintegrierten Führungsdrahtes und der elektrodynamischen Aktorik zum Gesamtsystem „Haptischer Katheter“ in Form eines Demonstrators dargestellt. Der Test des Gesamtsystems erfolgte an verschiedenen Gefäßmodellen (Abb. 11.5). Der medizinische Nutzen nach Kap. 2 wird bestätigt. Zum realistischen Test für Mediziner wurde weiterhin ein Katheterplatz nachgebildet (Abb. 11.3). Der Gesamtaufbau – Assistenzsystem und Katheterplatz – wurde auf mehreren Konferenzen² [92] und Messen³ ausgestellt sowie Kardiologen (Abschnitt 11.2) vorgestellt.

Das Assistenzsystem kann für Telepräsenz Anwendungen und zur Ausbildung von Kardiologen erweitert werden.

Der Demonstrator steht am Institut EMK der Technischen Universität Darmstadt für weitere Tests zur Verfügung.

Zur weiteren Verbesserung und zur Überleitung des Gesamtsystems an Anwender ist ein Projekt zum Erkenntnistransfer beantragt.

²siehe World-Haptics 2009, Haptik-Forum Magdeburg 2009, BMT 2010, BMT 2011: Ausstellungen, S. 223

³siehe Sensor & Test 2009: Ausstellungen, S. 223

12 Ausblick und Zusammenfassung

Im Folgenden wird weiteres Entwicklungs- sowie Anwendungspotential aufgezeigt. Abschließend werden die wesentlichen Ergebnisse zusammengefasst.

12.1 Ausblick

Vervollkommnung der Messelemente und des Demonstrators

Die Ergebnisse dieser Arbeit bilden eine erste Grundlage zum weiteren Test des Gesamtsystems. Die Ergebnisse sollten technisch weiterentwickelt werden. Diese Aufgaben sind Teil der derzeitigen Forschung:

- Optimierung des Führungsdrahtaufbaus in Richtung optimal eingestellter Steifigkeit und somit besserer Navigierbarkeit.
- Abschließen der Fertigung der Messelemente 2, Testen und Optimieren der Kopfform dieser Messelemente für einen praktischen Einsatz im Gefäßsystem.
- Schnellere Kalibrierung durch Implementation eines Kalibrierablaufes über Dreipunktkalibrierung mittels Referenzkraftsensor am Demonstrator.
- Verwendung der implementierten Algorithmen zur 3K-Vektorauflösung für kalibrierte Sensoren im Führungsdraht.
- Optimierung des Packagings der Messelemente durch Versuche unter Last in Blutersatzflüssigkeit und nachfolgend in vivo.
- Optimierung der haptischen Rückmeldung durch Verbesserung des Verhältnisses „Darstellbare Kraft/Reibung“, vornehmlich durch Verringerung der Reibung.
- Testen der Messelemente mit integrierter Elektronik. Hinzufügen weiterer Widerstände zur Messung des effektiven Kraftangriffspunkts und zur Erfassung eventueller Störmomente.
- Implementation der vorgesehenen Fehlererkennungsalgorithmen auf der vorhandenen Hardware zur Überwachung der Sensoren und der Gesamtfunktion des Assistenzsystems.

Hierbei ist der besondere Schwerpunkt auf der Verbesserung der Führungsdrahteigenschaften zu legen. Es besteht hier weiterer Forschungs- und Entwicklungsbedarf. Zusammen mit einem Führungsdrahthersteller wird diese Aufgabe als lösbar eingeschätzt.

Weitere Anwendungsmöglichkeiten

Die Projektergebnisse zum Mikrokraftsensor ermöglichen weitere Anwendungen in der Handhabung miniaturisierter Instrumente.

So wurde ein Projekt initiiert, welches die Integration der Sensoren in Spitzen von Cochlea-Implantaten zum Ziel hat, um so das Verletzungsrisiko bei der Einführung der Implantate zu verringern. Es wird erwartet, dass hierdurch eine Implantation auch bei Patienten mit starkem, aber nicht vollständigem Hörverlust möglich wird. Implantate werden aufgrund des hohen Verletzungsrisikos und der damit verbundenen Gefahr der vollständigen Taubheit bei dieser Patientengruppe deshalb derzeit nicht eingesetzt.

Der Entwicklungsschritt zur integrierten Mikroelektronik auf dem Messelement zur Ansteuerung von elektromechanischen Wandlern führt zur Reduktion der Leitungsanzahl. Es lassen sich deshalb zukünftig Mehrgrößensensoren realisieren, da zahlreiche Sensoren in einen Führungsdraht integriert werden können. Neben Sensoren sind auch Aktoren gezielt ansteuerbar und einfacher mikrotechnisch zu integrieren. Damit sind Entwicklungen von steuerbaren Führungsdrähten möglich. Weitere gesteuerte Aktorfunktionen sind realisierbar [97].

Das entwickelte System und dessen Komponenten sollen auch für weitere Katheterisierungen beispielsweise in der Neurologie für Eingriffe im Gehirn genutzt werden können.

Die erarbeiteten bzw. aufgezeigten analytischen Grundlagen der angewendeten bzw. neu erforschten Technologien – Darstellung der Entwurfsgrundlagen zur Miniaturisierung, Fertigung miniaturisierter Sensoren und Miniaturkontaktierung – lassen sich auch für eine Optimierung bisheriger Aufbautechniken in der Dehnungsmessung und Kraftsensortechnik in Richtung wesentlicher Miniaturisierung anwenden.

Neben der Anwendung in rein technischen oder medizinischen Systemen können die besonders kleinen Abmessungen die Erschließung neuartiger Anwendungen ermöglichen. In Abb. 12.1 ist ein Messelement mit einem künstlichen Tasthaar aus Polymer dargestellt. Das Messelement ist im Größenvergleich mit biologischen Haar-Sinneszellen sowie mit einer Ameise dargestellt. Die Kraftsensoren können in bionisch inspirierten Systemen Anwendung finden. Aber auch in der Diagnose in rein technischen Maschinen können die Mikrokraftsensoren – beispielsweise zur Messung eines Reibbeiwertes – eingesetzt werden. Das Potential der Sensoren für weitere Anwendungen wird in [98] dargestellt.

Für zukünftige Arbeiten wurde ein DFG-Projekt zum Erkenntnistransferprojekt beantragt. Dort wird der Fokus auf zügigen Transfer der Ergebnisse mit reduziertem zusätzlichem Forschungsbedarf gelegt.

Gegenwärtig sind diese Folgeprojekte vorgesehen:

- Erkenntnistransfer-Projekt zum Assistenzsystem.
- Integration der Kraftsensoren in Cochlea-Implantate.
- Erweiterung der Führungsdrahteinsätze sowie des Gesamtsystems auf neurologische Katheterisierungen.

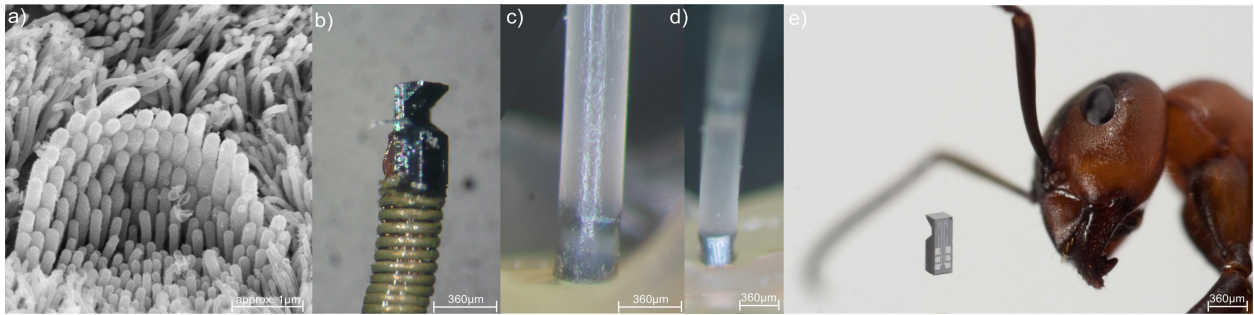


Abb. 12.1: Mikrokraftsensor im Vergleich zu natürlichen Systemen.

a) Haarsinneszelle im Innenohr zur Wandlung von Schall/Vibrationen in Nervenimpulse [4], b) Mikrokraftsensor in der Führungsdrahtspitze ohne Packaging, c) Sensor versehen mit einem künstlichen Haar aus Polyurethan als vergrößertes, technisches Beispiel einer Haarsinneszelle, d) die Länge des Haares kann ein Vielfaches des Durchmessers betragen, e) Originalabbildung eines Messlementes und einer Waldameise im gleichen Bild zum Größenvergleich.

- Kraftkontrollierte Einführung medizinischer Nadeln [98].
- Weiterentwicklung der Forschungsbasis der Kraftsensoren mit monolithisch integrierter Elektronik für invasive Mehrgrößenaufnehmer.
- Aktive Steuerung von Führungsdrähten.
- Nutzung der entwickelten Kontaktierungstechnologien für Dehnungs- und weitere elektrische Sensoren.
- Flächige Anordnung zahlreicher Mikrosensoren (Taktiler Array).
- Aufbau von bionisch inspirierten Tasthaaren.
- Nutzung des haptischen Displays und des Assistenzsystems für Trainingssysteme in der Kardiologie und Neurologie.
- Weitere Anwendung der Mikrosensoren in der minimalinvasiven Chirurgie, z. B. als Oberflächen-Tastarray oder in Endoskopen.

12.2 Zusammenfassung der Ergebnisse

Fachspezifische Ergebnisse zur Forschung

In dieser Arbeit werden speziell die Grundlagen für Mikro-Kraftsensoren zur Integration in Führungsdrähte für Katheterisierungen erforscht. Es wurden weiterhin folgende allgemeine Ergebnisse zur Forschung für den Entwurf und die Fertigung von piezoresistiven Mikrosensoren abgeleitet:

- Bezüglich hoher Miniaturisierung wurden vorhandene analytische Modelle zur Widerstandsberechnung in Abhängigkeit der Dotier- und Fertigungsparameter herangezogen und hieran allgemein die Miniaturisierungsmöglichkeit piezoresistiver Sensoren aufgezeigt.
- Die für den Sensorentwurf hier angewendeten und allgemein zahlreich und in Standardwerken zitierten Quellen sind bezüglich Exaktheit zu hinterfragen. So kann ein prognostizierter Linearitätsfehler von $F_{\text{Lin}} \geq 2\%$ in den eigenen Messungen sowie in Messungen an piezoresistiven Hochdrucksensoren [58] nicht festgestellt werden. Die Ergebnisse dieser Arbeit sind mit anderen Arbeiten zu vergleichen und durch speziell ausgelegte Experimente – unter Angabe der Exaktheit des Abgleichs der Brückenwiderstände oder direkt durch Messung an Einzelwiderständen – zu belegen. Die Modelle nach [86] stehen in kritischer Diskussion [79, 160]. Für den gezielten Entwurf piezoresistiver Sensoren ist die Zusammenfassung der erreichbaren Kennwerte und deren Einflussfaktoren in einem aktuellen Grundlagendokument wünschenswert.
- Die ermittelte Auswertung von Einzelwiderständen an einer geschlossenen Vollbrücke mit der Methode der alternierenden Beschaltung kann die an resistiven Sensoren ableitbare Information maximieren, ohne die Vorzüge der geschlossenen Vollbrücke wie verminderte Drift und geringes Rauschen zu beeinflussen.

Ergebnisse zur Grundfragestellung

Der Fokus der Arbeit liegt auf der Bereitstellung neuartiger Mikro-Kraftsensoren und deren Integration in Führungsdrähte. Es wurden die Anforderungen an solche Sensoren ermittelt und Konzepte zum Aufbau dieser Sensoren entwickelt und umgesetzt. Die Tests der Sensoren im Messstand zeigen eine hohe Linearität, gute Kraftauflösung und eine vernachlässigbare Hysterese unter $\pm 1,7\%$ vom Nennwert von 100 mN. In einem weiteren aufgebauten Messstand kann die Eignung zur Kraftmessung in Amplitude und Richtung mit Fehlern von 3% bis 6% ermittelt werden. Damit wurde der Nachweis der reproduzierbaren Funktion erbracht und diese bezüglich der abgeleiteten Anforderungen verifiziert. Die Kraftsensoren stellen die derzeit kleinsten bekannten Kraftsensoren dar. Zusätzlich ist die Kraft als Vektor erfassbar.

Neben dem Entwurf und der Fertigung der Silizium-Sensorchips, die nach ersten eigenen Fertigungsschritten zu einem Kooperationspartner überführt werden konnte, bestand ein weiterer Forschungsschwerpunkt in der Integration der Kraftsensoren in die Spitze von Führungsdrähten, die in dieser Arbeit erstmalig erfolgte. Diese Arbeiten konnten soweit fortgeführt werden, dass mehrere Führungsdrähte mit dem gewünschten Durchmesser von 360 μm und einer Länge von 1,5 m bis 1,8 m aufgebaut wurden. Es wurden weiterhin drei elektrische Kontaktierungsvarianten erarbeitet und getestet sowie unterschiedliche Führungsdrahtkonstruktionen aufgezeigt und aufgebaut. Diese Technologien stehen im Labormaßstab zur Verfügung. Alle Komponenten wurden zu einer Demonstrationsumgebung zusammengefügt und in Betrieb genommen. In einem Adermodell können mit dem System Aderabzweige und Verengungen sowie Oberflächeneigenschaften ertastet werden. Die Führungsdrahtnavigation

ist durch haptische Rückmeldung mit geringerer Spitzenkraft möglich. Damit ist die wissenschaftliche Grundfragestellung beantwortet. Alternativen, Verbesserungen, weitere Anwendungen sowie die grundlegenden Anforderungen und Lösungsmöglichkeiten zur Aufnahme der Kräfte an Führungsdrahtspitzen zur haptischen Darstellung wurden erörtert. Der Demonstrator steht für weitere Versuche zur Verfügung.

Zukünftige Arbeiten sollten sich mit ausführlichen Tests der haptischen Rückmeldung des Systems beschäftigen. Hierzu sind verschiedene Szenarien – Seitaststenose, verschiedene Plaque und Gefäß-Morphologien – haptisch zu beurteilen. Hierzu sind Mediziner eng einzubinden.

Neben der haptischen Validierung des Systemansatzes ist eine stetige technische Verbesserung des Systems wünschenswert. Dies betrifft die Vereinfachung der Fertigung des Führungsdrahtes mit Sensor und den Nachweis der Tauglichkeit des Packagings für den Einsatz *in vivo* unter mechanischer Last. Es sind die entwickelten Auswertelgorithmen abschließend am Demonstrator zu testen. Nachfolgend ist die Homogenisierung der Empfindlichkeitsverteilung über den möglichen Kraftvektorraum in Versuchen im Messstand und in der praktischen Anwendung noch detaillierter nachzuweisen. Dies betrifft sowohl Signalauswertung als auch Signaldarstellung für alle möglichen Kontaktsituationen des Kraftsensors mit den Gefäßwänden. Es sollte allgemein der Test des Führungsdrahtaufbaus auf klinische Eignung erfolgen. Weitere Erhöhungen der mechanischen Robustheit sind möglich und sollten im Zuge der Überleitung an einen industriellen Führungsdrahthersteller erfolgen.

Weitere Zielstellungen sind die Verbesserung der Signalverarbeitungsalgorithmen bezüglich Fehlertoleranz und intelligenter Signalanalyse zur Ableitung von quantisierbaren Messwerten für sekundäre Größen wie z. B. Verkalkungsart, Riskopotential und Position der Führungsdrahtspitze in Herzen.

Diese Arbeit wurde von der Deutschen Forschungsgemeinschaft unter der Förderkennziffer WE 2308/3-1 gefördert.

Literaturverzeichnis

- [1] DISCO HI-TEC EUROPE GMBH (Hrsg.): *Dicing Before Grinding*. München, 2011
- [2] DEUTSCHE KRANKENHAUSGESELLSCHAFT (Hrsg.): *Landesbasisfallwerte der Bundesländer*. Informationsbroschüre, Januar 2011
- [3] DISCO HI-TEC EUROPE GMBH (Hrsg.): *Laser Dicing*. München, 2011
- [4] UNIVERSITY OF SHEFFIELD (Hrsg.): *Researchers reveal function of novel molecule that underlies human deafness*. Pressemitteilung, Januar 2011
- [5] ABBOTT LABORATORIES (Hrsg.): *Testverfahren für Führungsdrähte*. Wiesbaden: Abbott Laboratories, 2009
- [6] ALEXANDER, J.H. ; HAFLEY, G. ; HARRINGTON, R.A. ; PETERSON, E.D. ; FERGUSON, T.B. ; LORENZ, T.J. ; GOYAL, A. ; GIBSON, M. ; MACK, M.J. ; GENNEVOIS, D. ; CALIFF, R.M. ; KOUCHOUKOS, N.T.: Efficacy and safety of edifoligide, an E2F transcription factor decoy, for prevention of vein graft failure following coronary artery bypass graft surgery: PREVENT IV: a randomized controlled trial. In: *Journal of the American Medical Association* 294 (2005), Nr. 19, S. 2446–2454
- [7] ANALOG DEVICES (Hrsg.): *AD7656, 250 kSPS, 6-Channel, Simultaneous Sampling, Bipolar, 16 Bit ADC*. C. Norwood, Massachusetts: Analog Devices, August 2010
- [8] ANALOG DEVICES (Hrsg.): *AD5668, Octal, 16-Bit SPI Voltage Output denseDAC with 5 ppm/°C On-Chip Reference*. F. Norwood, Massachusetts: Analog Devices, August 2011
- [9] ARNOLD, D. P. ; GURURAJ, S. ; BHARDWAJ, S. ; NISHIDA, T. ; SHEPLAK, M.: A piezoresistive microphone for aeroacoustic measurements. In: *International Mechanical Engineering Congress and Exposition*, 2001, S. 11–16
- [10] AUSTELLUNG: *Austellung des Demonstrators von HapCath*. Innovationsforum zur Anwendung der Haptik in der robotergestützten Chirurgie. Magdeburg, 2009
- [11] AUSTELLUNG: *Austellung des Demonstrators von HapCath*. Tagung für Biomedizinische Technik. Warnemünde, 2010
- [12] AUSTELLUNG: *Austellung des Demonstrators von HapCath*. Messe Sensor und Test. Nürnberg, 2011
- [13] AUSTELLUNG: *Austellung des Demonstrators von HapCath*. Tagung für Biomedizinische Technik. Freiburg, 2011

- [14] A'WALELU, O. V.: *Die Bedeutung des Einsatzes neuer Technologien für die Kosten im Gesundheitswesen am Beispiel des akuten Myokardinfarkts – eine gesundheitsökonomische Analyse*, Medizinische Hochschule Hannover, Diss., 2008
- [15] AZEVEDO, R. G. ; JONES, D. G. ; JOG, A. V. ; JAMSHIDI, B. ; MYERS, D. R. ; CHEN, L. ; FU, X. ; MEHREGANY, M. ; WIJESUNDARA, M. B. J. ; PISANO, A. P.: A SiC MEMS Resonant Strain Sensor for Harsh Environment Applications. In: *Sensors Journal* 7 (2007), Nr. 4, S. 568–576
- [16] BALLAS, R. G. ; PFEIFER, G. ; WERTHSCHÜTZKY, R.: *Elektromechanische Systeme der Mikrotechnik und Mechatronik: Dynamischer Entwurf – Grundlagen und Anwendungen*. 2. Berlin/Heidelberg : Springer, 2009
- [17] BAO, M.-H. ; MIDDELHOEK, S. (Hrsg.): *Handbook of Sensors and Actuators*. Bd. 8: *Micro Mechanical Transducers: Pressure Sensors, Accelerometers and Gyroscopes*. 1. Amsterdam : Elsevier, 2000
- [18] BARGON, J. ; GRAEWE, B. ; JONISCHKEIT, J. ; WOELK, K.: Von der Waage zur elektronischen Nase. In: *Chemie in unserer Zeit* 37 (2003), Juni, Nr. 3, S. 212–213
- [19] BARLIAN, A. A. ; PARK, W.-T. ; MALLON, J. R. ; RASTEGAR, A. J. ; PRUITT, B. L.: Review: Semiconductor Piezoresistance for Microsystems. In: *Proceedings of the IEEE* 97 (2009), März, Nr. 3, S. 513–552
- [20] BARTUCH, H. ; RÖDER, R.: Si-Mikrokraftsensoren für haptische Assistenzsysteme. In: *Mikrogreifer Workshop*. Ilmenau, Februar 2009
- [21] BECCAI, L. ; ROCCELLA, S. ; ARENA, A. ; VALVO, F. ; VALDASTRI, P. ; MENCIASSI, A. ; CARROZZA, M.C. ; DARIO, P.: Design and fabrication of a hybrid silicon three-axial force sensor for biomechanical applications. In: *Sensors and Actuators A: Physical* 120 (2005), Nr. 2, S. 370–382
- [22] BINNIG, G. ; QUATE, C. F. ; GERBER, C. H.: Atomic Force Microscope. In: *Physical Review Letters* 56 (1986), Nr. 9, S. 930–934
- [23] BLOCK, S. S.: *Disinfection, sterilization and preservation*. 5. Philadelphia : Lippincott Williams & Williams, 2000
- [24] BRAMKAMP, M. ; RADOVANOVIC, D. ; ERNE, P. ; SZUCS, T. D.: Determinants of costs and the length of stay in acute coronary syndromes: a real life analysis of more than 10 000 patients. In: *Cardiovascular drugs and therapy* 21 (2007), Nr. 5, S. 389–398
- [25] BRAND, U. ; BÜTTGENBACH, S.: Taktile dimensionelle Messtechnik für Komponenten der Mikrosystemtechnik (Dimensional Metrology for Components of Microsystem Technology). In: *Technisches Messen* 69 (2002), Nr. 12, S. 542
- [26] BRAY, A. ; BARBATO, G. ; LEVI, R.: *Theory and Practice of Force Measurement*. London : Academic Press, 1990 (Monographs in Physical Measurement)
- [27] BRUCKENBERGER, Ernst: *Herzbericht 2009*. Hannover : Forschungsbericht, 2010

- [28] BÜTEFISCH, S. ; BÜTTGENBACH, S. ; KLEINE-BESTEN, T. ; BRAND, U.: Micromechanical three-axial tactile force sensor for micromaterial characterisation. In: *Microsystem Technologies* 7 (2001), Nr. 4, S. 171–174
- [29] BUDELMANN, C.: *Entwicklung und Aufbau der Sensorverarbeitungseinheit und eines Demonstrators eines Assistenzsystems für Katheterisierungen*, Technische Universität Darmstadt, Diss., 2008
- [30] BUDELMANN, C. ; MEISS, T. ; WERTHSCHÜTZKY, R.: Entwicklung einer sicheren Echtzeit-Signalverarbeitungseinheit zum Betrieb eines haptischen Führungsdrahtes für Herzkatheterisierungen. In: *Design & Elektronik-Entwicklerforum „Embedded goes medical“*, 2009
- [31] BURSTER PRÄZISIONSMESSTECHNIK (Hrsg.): *Precision Load Cell, Model 8432-5*. Gernsbach: Burster Präzisionsmesstechnik, 2011
- [32] BUSCH, J.: *Fernverpflegung mit Spi-Bus*. Wolfenbüttel : Firmenschrift, 2010
- [33] CARLINO, M. ; LATIB, A. ; GODINO, C. ; COSGRAVE, J. ; COLOMBO, A.: CTO recanalization by intraocclusion injection of contrast: the microchannel technique. In: *Catheterization and Cardiovascular Interventions* 71 (2008), Nr. 1, S. 20–26
- [34] CHEVALIER, P.: Druckwandler mit optischer Faser. 1991. – Erteiltes Patent, DE 691 06 367 T2 und EP 0 541 587 B1
- [35] DEUTSCHER KALIBRIERDIENST (Hrsg.): *Richtlinie DKD-R 3-3: Kalibrierung von Kraftmessgeräten*. 3. Braunschweig: Deutscher Kalibrierdienst, März 2007
- [36] *Medizinische elektrische Geräte – Teil 1-1: Allgemeine Festlegungen für die Sicherheit; Ergänzungsnorm: Festlegungen für die Sicherheit von medizinischen elektrischen Systemen (IEC 60601-1-1:2000)*. Deutsche Fassung EN 60601-1-1:2001, 2001
- [37] *Biologische Beurteilung von Medizinprodukten – Teil 4: Auswahl von Prüfungen zur Wechselwirkung mit Blut (ISO 10993-4:2002, einschließlich Änderung 1:2006)*. Deutsche Fassung EN ISO 10993-4:2009, 2009
- [38] *Einführinstrumente für intravaskuläre Katheter zur einmaligen Verwendung (ISO 11070:1998)*. Deutsche Fassung EN ISO 11070:1999, 1999
- [39] DR. FRITZ FAULHABER GMBH & CO. KG (Hrsg.): *2036 U12 B K312 Bürstenloser DC-Servomotor*. Stuttgart: Dr. Fritz Faulhaber GmbH & Co. KG, 2011
- [40] DYMAX CORPORATION (Hrsg.): *203A-CTH-F: Multi-Cure Catheter and Guidewire Adhesive with Secondary Heat-Cure Capability*. Torrington, Connecticut: Dymax Corporation, 2011
- [41] EBEL, S. ; GLASER, E. ; ABDULLA, S. ; STEFFENS, U. ; WALTER, V.: Auswahl optimaler Meßwellenlängen bei der spektroskopischen Mehrkomponenten-Analyse. In: *Fresenius' Journal of Analytical Chemistry* 313 (1982), Nr. 1, S. 24–27
- [42] EBERHARDT, J.: *Kalibrierung von miniaturisierten Drei-Komponenten-Kraftsensoren*, Technische Universität Darmstadt, Studienarbeit, 2007

- [43] EMULSITONE COMPANY (Hrsg.): *Borofilm 100*. Whippany, New Jersey: Emulsitone Company, 2006
- [44] ENDOSENSE S. A. (Hrsg.): *The TactiCath: A new standard in Ablation Catheters*. Meyrin, Schweiz: Endosense S. A., 2011
- [45] *G-DRG-Fallpauschalen-Katalog für 2011*. – Fassung der Bekanntmachung vom 29. September 2010
- [46] GERLACH, G. ; DÖTZEL, W.: *Einführung in die Mikrosystemtechnik: Ein Kursbuch für Studierende*. 1. München : Carl Hanser, 2006
- [47] GESCHIEDER, G. A. ; BOLANOWSKI, S. J. ; HALL, K. L. ; HOFFMAN, K. E. ; VERRILLO, R. T.: The effects of aging on information-processing channels in the sense of touch: I. Absolute sensitivity. In: *Somatosensory & Motor Research* 11 (1994), Nr. 4, S. 345–357
- [48] GESCHIEDER, G. A. ; BOLANOWSKI, S. J. J. ; VERRILLO, R. T. ; ARPAJIAN, D. J. ; RYAN, T. F.: Vibrotactile intensity discrimination measured by three methods. In: *Journal of the Acoustical Society of America* 87 (1990), Nr. 1, S. 330–338
- [49] GESCHIEDER, G. A. ; WRIGHT, J. H. ; VERRILLO, R. T.: *Information-Processing Channels in the Tactile Sensory System*. New York : Psychology Press, 2009 (Scientific Psychology Series)
- [50] GÖKTEKIN, Ö.: New Materials in Complex PCI. In: *Interventional Cardiology Conference*. Alexandria, Juni 2010
- [51] GORINEVSKY, D. M. ; FORMALSKY, A. M. ; SCHNEIDER, A. Y.: *Force Control of Robotics Systems*. 1. Boca Raton, Florida : CRC Press, 1997
- [52] GOTSZALK, T. ; GRABIEC, P. ; RANGELOW, I. W.: Piezoresistive sensors for scanning probe microscopy. In: *Ultramicroscopy* 82 (2000), Nr. 1–4, S. 39–48
- [53] GÖRGE, G. ; ERBEL, R. ; NIESSING, S. ; SCHÖN, F. ; KEARNEY, P. ; MEYER, J.: Miniaturized pressure-guide-wire: evaluation in vitro and in isolated hearts. In: *Catheterization and Cardiovascular Diagnosis* 30 (1993), Dezember, Nr. 4, S. 341–348
- [54] HAMM, C. W. ; ALBRECHT, A. ; BONZEL, T. ; KELM, M. ; LANGE, H. ; SCHÄCHINGER, V. ; TERRES, W. ; VOELKER, W.: Diagnostische Herzkatheteruntersuchung. In: *Clinical Research in Cardiology* 97 (2008), Nr. 8, S. 475–512. – ISSN 1861–0684
- [55] HANSEN MEDICAL (Hrsg.): *SenseiX: Robotic Catheter System*. Mountain View, California: Hansen Medical, 2011
- [56] HARLEY, J. A. ; KENNY, T. W.: A High-Stiffness Axial Resonant Probe for Atomic Force Microscopy. In: *Journal of Microelectromechanical Systems* 10 (2001), Nr. 3, S. 930–934
- [57] HATZFELD, C. ; KERN, T. A. ; WERTHSCHÜTZKY, R.: Design and Evaluation of a Measuring System for Human Force Perception Parameters. In: *Sensors and Actuators A: Physical* 162 (2010), September, S. 202–209

- [58] HEINICKEL, P. ; WERTHSCHÜTZKY, R.: Piezoresistives Silizium-Messelement zur Messung im Hochdruck-Bereich bei 5.000 bar. In: *Messtechnisches Symposium*. Aachen : Shaker Verlag, September 2011, S. 187–198
- [59] HLATKY, M. A. ; BOOTHROYD, D. B. ; MELSOP, K. A. ; BROOKS, M. M. ; MARK, D. B. ; PITT, B. ; REEDER, G. S. ; ROGERS, W. J. ; RYAN, T. J. ; WHITLOW, P. L. u. a.: Medical costs and quality of life 10 to 12 years after randomization to angioplasty or bypass surgery for multivessel coronary artery disease. In: *Circulation* 110 (2004), Nr. 14, S. 1960
- [60] HOMBACH, V.: *Interventionelle Kardiologie, Angiologie und Kardiovaskularchirurgie*. 3. Miesbach : Schattauer Verlagsgesellschaft, 2010
- [61] HOTTINGER BALDWIN MESSTECHNIK (Hrsg.): *LY11-0.3/120 – Micro-Dehnungsmessstreifen: Sicherheit, selbst wenn's auf jeden Millimeter ankommt*. Darmstadt: Hottinger Baldwin Messtechnik, Juni 2011
- [62] HOTTINGER BALDWIN MESSTECHNIK (Hrsg.): *ML55B. Trägerfrequenz-MV (TF 4,8 kHz) für DMS und induktive Aufnehmer*. B. Darmstadt: Hottinger Baldwin Messtechnik, Juni 2011
- [63] IVANOV, T.: *Piezoresistive cantilevers with an integrated bimorph actuator*, Universität Kassel, Diss., 2004
- [64] JUNG, W.: *Internes Protokoll einer Sitzung zur Anforderungsermittlung für HapCath*. Medizinische Klinik I, Grafenstraße 9, 64283 Darmstadt, Deutschland), 2005
- [65] KANDA, Y.: A graphical representation of the piezoresistance coefficients in silicon. In: *Transactions on Electron Devices* 29 (1982), Nr. 1, S. 64–70
- [66] KAO, P. ; ALLARA, D. ; TADIGADAPA, S.: Label free piezoelectric DNA sensor array by selective immobilization via electrochemical method. In: *Conference on Micro Electro Mechanical Systems*. Cacus, Januar 2011, S. 900–903
- [67] KAUFMANN-KOLLE, P. ; WILLMS, G.: Qualitätsreport 2009 / Gemeinsamer Bundesausschuss. 2010. – Forschungsbericht
- [68] KAUPÖ PLANKENHORN (Hrsg.): *VytaFlex Serie: Gießbarer Polyurethankautschuk*. Spaichingen: KauPo Plankenhorn, 2011
- [69] KERN & SOHN (Hrsg.): *Präzisionswaage Kern EW 620-3NM*. Balingen-Frommern: Kern & Sohn, 2011
- [70] KERN, T. A.: *Haptisches Assistenzsystem für diagnostische und therapeutische Katheterisierungen*, Technische Universität Darmstadt, Diss., 2006
- [71] KERN, T. A. ; KLAGES, S. ; MEISS, T. ; WERTHSCHÜTZKY, R.: HapCath: Forces acting on guide-wires during vascular navigation calculated with a viscoelastic vessel-model. In: *Tagung Biomedizinische Technik*. Zürich, 2006

- [72] KIM, K. ; SUN, Y. ; VOYLES, R. M. ; NELSON, B. J.: Calibration of Multi-Axis MEMS Force Sensors Using the Shape-From-Motion Method. In: *Sensors Journal* 7 (2007), Nr. 3, S. 344–351
- [73] KIZILIRMAK, G.: *Frei applizierbare MOSFET-Sensorfolie zur Dehnungsmessung*, RWTH Aachen, Diss., 2007
- [74] KLAGES, S. ; ALBATH, H. ; KERN, T. A. ; MEISS, T. ; WERTHSCHÜTZKY, R.: HapCath: Design of the user Interface of a haptic display for catheterisation. In: *Gemeinsame Jahrestagung der Deutschen, Österreichischen und Schweizerischen Gesellschaft für Biomedizinische Technik*. Berlin u. a. : de Gruyter, Januar 2006
- [75] KLAGES, S. ; KERN, T. A. ; MEISS, T. ; WERTHSCHÜTZKY, R.: Piezoelectric ultrasonic actuator for a haptic display for catheterisation. In: *World Haptics 2007*. Tsukuba, Japan, Januar 2007. – ISBN 0–7695–2738–8, 586–587
- [76] KÄLVESTEN, E. ; LÖFDAHL, L. ; STEMME, G.: Small piezoresistive silicon microphones specially designed for the characterization of turbulent gas flows. In: *Sensors and Actuators A: Physical* 46 (1995), Januar, Nr. 1–3, S. 151–155
- [77] KOCHSIEK, M.: *Handbuch des Wägens*. 2. Braunschweig : Vieweg+Teubner, 1989
- [78] KOSTKA, A.: *Halbleiter-Bauelemente - Grundlagen*. Institut für Halbleitertechnik, Technische Universität Darmstadt, 2001
- [79] KOZLOVSKIY, S. I. ; NEDOSTUP, V. V. ; BOIKO, I. I.: First-order piezoresistance coefficients in heavily doped p-type silicon crystals. In: *Sensors and Actuators A: Physical* 133 (2006), Nr. 1, S. 72–81
- [80] KRAKAU, I. ; LAPP, H.: *Das Herzkatheterbuch: diagnostische und interventionelle Kathetertechniken*. 3. Stuttgart : Georg Thieme Verlag, 2010
- [81] LEE, H. J. ; PARK, K. K. ; ORALKAN, O. ; KUPNIK, M. ; KHURI-YAKUB, B. T.: CMUT as a chemical sensor for DMMP detection. In: *Frequency Control Symposium*, IEEE, Mai 2008, S. 434–439
- [82] LINEAR TECHNOLOGY (Hrsg.): *LT1001: Precision Operational Amplifier*. B. Milpitas, California: Linear Technology, Januar 2010
- [83] LINNEMANN, R. ; GOTSZALK, T. ; RANGELOW, I. W. ; DUMANIA, P. ; OESTERSCHULZ, E.: Atomic force microscopy and lateral force microscopy using piezoresistive cantilevers. In: *Journal of Vacuum Science & Technology B* 14 (1996), Nr. 2, S. 856–860
- [84] THE MATHWORKS COMPANY (Hrsg.): *Introduction to D-Optimal Designs*. Natick, Massachusetts: The Mathworks Company, 2011
- [85] MATSUDA, K. ; KANDA, Y. ; YAMAMURA, K. ; SUZUKI, K.: Nonlinearity of piezoresistance effect in p- and n-type silicon. In: *Sensors and Actuators A: Physical* 21 (1990), Nr. 1–3, S. 45–48
- [86] MATSUDA, K. ; SUZUKI, K. ; YAMAMURA, K. ; KANDA, Y.: Nonlinear piezoresistance effects in silicon. In: *Journal of Applied Physics* 73 (1993), Nr. 4, S. 1838–1847

- [87] ME-MESSSYSTEME (Hrsg.): *Kraftsensor KD78*. Hennigsdorf: ME-Meßsysteme, 2011
- [88] ME-MESSSYSTEME (Hrsg.): *Mehrachsen-Kraftsensor K3D40*. Hennigsdorf: ME-Meßsysteme, 2011
- [89] MEASUREMENT SPECIALTIES INC. (Hrsg.): *Piezo Film Sensors – Technical Manual*. Norristown, Pennsylvania: Measurement Specialties Inc., Juni 2011
- [90] MECORA MEDIZINTECHNIK (Hrsg.): *CoroSim. Anatomisches Koronarmodell zur Simulation für die interventionelle Kardiologie*. Aachen: Mecora Medizintechnik, 2011
- [91] MEHNER, J.: *Mechanische Beanspruchungsanalyse von Siliziumsensoren und -aktoren unter dem Einfluß von elektrostatischen und Temperaturfeldern*. Chemnitz, Technische Universität Chemnitz-Zwickau, Diss., 1994
- [92] MEISS, T. ; BUDELMANN, C. ; KERN, T. A. ; SINDLINGER, S. ; MINAMISAVA, C. ; WERTHSCHÜTZKY, R.: Intravascular palpation and haptic feedback during angioplasty. In: *EuroHaptics conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*. Salt Lake City, Utah, 2009, S. 380–381
- [93] MEISS, T. ; KERN, T. A. ; KLAGES, S. ; MINAMISAVA, C. ; WANG, Y. ; WERTHSCHÜTZKY, R.: The Influence of the Packaging on an In-Vivo Micro-Force Sensor. In: *Eurosensors*. Dresden, 2008, S. 1557–1560
- [94] MEISS, T. ; KERN, T. A. ; KLAGES, S. ; WERTHSCHÜTZKY, R.: HapCath: Miniaturized Force Sensors for Catheterization. In: *Gemeinsame Jahrestagung der Deutschen, Österreichischen und Schweizerischen Gesellschaft für Biomedizinische Technik*. ETH Zürich, Schweiz, 2006
- [95] MEISS, T. ; KERN, T. A. ; KLAGES, S. ; WERTHSCHÜTZKY, R. ; BARTUCH, H.: Fertigung eines Miniaturkraftsensors mit asymmetrischem Grundkörper zur Anwendung bei Katheterisierungen. In: *MikroSystemTechnik Kongress*, VDE Verlag GmbH, 2007
- [96] MEISS, T. ; KERN, T. A. ; SINDLINGER, S. ; WERTHSCHÜTZKY, R.: HapCath: Highly Miniaturized Piezoresistive Force Sensors for Interior Palpation of Vessels during Angioplasty. In: *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*. München : Springer, September 2009, S. 228–231
- [97] MEISS, T. ; PORTEBOEUF, T. ; RAUSCH, J. ; ROSSNER, T. ; WERTHSCHÜTZKY, R.: Erfindung betreffend Mess- und Ansteuerungssystem für eine Vielzahl von Wandlern. 2010. – Patent (in Prüfung) EP 101 683 60.5
- [98] MEISS, T. ; ROSSNER, T. ; MINAMISAVA-FARIA, C. ; VÖLLMEKE, S. ; OPITZ, T. ; WERTHSCHÜTZKY, R.: Performance of a novel micro force vector sensor and outlook into its biomedical applications. In: *Microtechnologies* Bd. 8068 Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers (SPIE), 2011
- [99] MEISS, T. ; ROSSNER, T. ; MINAMISAVA-FARIA, C. ; WERTHSCHÜTZKY, R.: Neue Methode zur Kontaktierung isolierter Mikrodrähte. In: *Mikrosystemtechnik Kongress*. Berlin : VDE Verlag, Oktober 2009

- [100] MEISS, T. ; ROSSNER, T. ; WERTHSCHÜTZKY, R.: Verfahren zur miniaturisierbaren Kontaktierung isolierter Drähte. 2008. – Deutsches Patent DE 10 2008 060 862 B1 und PCT/DE2009/001723
- [101] MEISS, Thorsten: *Kraftmessung an Kathetern*. Darmstadt, Technische Universität Darmstadt, Studienarbeit 1523, 2003
- [102] METRA MESS- UND FREQUENZTECHNIK (Hrsg.): *Accelerometer Cabling*. Radebeul: Metra Mess- und Frequenztechnik, Juni 2011
- [103] MICROCHEMICALS (Hrsg.): *AZ 6600 Series Photoresists*. Ulm: MicroChemicals, 2006. – Datenblatt
- [104] MICROCHEMICALS (Hrsg.): *AZ 9200 Series Photoresists*. Ulm: MicroChemicals, 2006. – Datenblatt
- [105] MIDDELHOEK, S. ; AUDET, S. A.: *Silicon Sensors: Microelectronics and Signal Processing*. 1. London : Academic Press, 1989
- [106] MINAMISAVA-FARIA, C.: *Integration of Micro Force Sensors in a Guide Wire for Cathetrizations*. Darmstadt, Bachelorarbeit 1709
- [107] MÖSSINGER, Holger: *Demonstrating the application of dielectric polymer actuators for tactile feedback in a mobile consumer device*. Darmstadt, Technische Universität Darmstadt, Masterarbeit 1745, 2010
- [108] MOEHLIS-HILLER: *Auswertung von Daten zur Behandlungsdauer bei Katheterisierungen*. Interne Datenaufnahme, 2011. – Klinikum Darmstadt
- [109] MOHAMMED, A. A. ; MOUSSA, W. A.: Design and Simulation of One-Port Resonant-Piezoresistive Strain Sensor. In: *Conference on MEMS, Nano and Smart Systems* IEEE, 2005, S. 103–105
- [110] *Gesetz über Medizinprodukte – Medizinproduktegesetz (MPG)*. – Fassung der Bekanntmachung vom 7. August 2002 (BGBl. I S. 3146)
- [111] NAKLADAL, A. ; GERLACH, H. (Hrsg.): *Dresdner Beiträge zur Sensorik*. Bd. 6: *Genauigkeitsgrenzen piezoresistiver Siliziumsensoren*. 1. Dresden University Press, 1998
- [112] NEUPERT, C.: *Entwicklung eines haptischen Displays mit zwei Freiheitsgraden für medizintechnische Anwendungen*, Technische Universität Darmstadt, Diplomarbeit, 2011
- [113] NG, M. K. C. ; YEUNG, A. C. ; FEARON, W. F.: Invasive Assessment of the Coronary Microcirculation. In: *Circulation* 113 (2006), Nr. 17, S. 2054–2061
- [114] OPITZ, T. ; MEISS, T. ; ROSSNER, T. ; WERTHSCHÜTZKY, R.: Development of a Multimodal Assistive System by Providing an Additional Acoustic Signal as Extension for a Haptic Assistive System for Heart Catheterizations. In: *Tagung Biomedizinische Technik* Deutsche Gesellschaft für Biomedizinische Technik im VDE, 2011

- [115] PAN, M. ; SUÁREZ DE LEZO, J. ; ROMERO, M. ; SEGURA, J. ; PAVLOVIC, D. ; OJEDA, S. ; MEDINA, A. ; FERNÁNDEZ-DUEÑAS, J. ; ARIZA, J.: Interventional cardiology. Where are we and where are we going from here? In: *Revista Española de Cardiología* 58 (2005), März, Nr. 3, S. 290–300
- [116] PEINER, E. ; DOERING, L. ; BALKE, M. ; CHRIST, A.: Silicon cantilever sensor for micro-/nanoscale dimension and force metrology. In: *Microsystem Technologies* 14 (2008), Nr. 4–5, S. 441–451
- [117] PHYSIKALISCH-TECHNISCHE BUNDESANSTALT (Hrsg.): *Kalibrierung*. Braunschweig: Physikalisch-Technische Bundesanstalt, 2011
- [118] PORTEBOEUF, T.: *Design of an Integrated Electronic Sensor Interface for Silicon Micro Force Sensors in CMOS Technology*, Technische Universität Darmstadt, Forschungsarbeit, 2010
- [119] RAUSCH, J.: *Entwicklung und Anwendung miniaturisierter piezoresistiver Dehnungsmesselemente*, Technische Universität Darmstadt, Diss., 2012
- [120] RIAHI, A.: *Voruntersuchungen zur Kraftmessung an Katheterspitzen*. Koblenz, Fachhochschule Koblenz, Diplomarbeit, 2006
- [121] *Richtlinie 83/42/EWG des Rates der Europäischen Gemeinschaften vom 14. Juni 1993*. Amtsblatt der Europäischen Gemeinschaften, Juli 1993
- [122] RINKE, T.: *Lithography: Theory and Application of Photoresists, Developers, Solvents and Etchants*. Ulm: MicroChemicals GmbH, 2006
- [123] ROSSNER, T.: *Kontaktierung von miniaturisierten Kraftsensoren und Signalübertragung im Führungsdraht für Katheterisierungen*. Darmstadt, Technische Universität Darmstadt, Diplomarbeit 1672, 2008
- [124] RUGE, I. ; MADER, H.: *Halbleiter-Elektronik*. Bd. 4: *Halbleiter-Technologie*. 3. Berlin/Heidelberg : Springer, 1991
- [125] RUTHER, P. ; BARTHOLOMEYCIK, J. ; TRAUTMANN, S. ; WANDT, M. ; PAUL, O. ; DOMINICUS, W. ; ROTH, R. ; SEITZ, K. ; STRAUSS, W.: Novel 3D piezoresistive silicon force sensor for dimensional metrology of micro components. In: *Conference on Sensors*. Irvine, California, 2005, S. 4
- [126] SABBAGH, A. F.: *Entwurf, Aufbau und Test eines piezoresistiven Kraftmesselementes für Katheterisierungen*, Technische Universität Darmstadt, Diplomarbeit, 2005
- [127] SCHADE, K.: *Halbleitertechnologie*. Bd. 2: *Elektronische Festkörperbauelemente: Dotierung, Maskierung, Montage*. 1. VEB Verlag Technik, 1983
- [128] SCHADE, K. ; R., Köhler ; THESS, D.: *Fertigung integrierter Schaltungen*. 3. VEB Verlag Technik, 1988
- [129] SCHAUMBURG, H.: *Werkstoffe und Bauelemente der Elektrotechnik*. Bd. 3: *Sensoren*. Stuttgart : Teubner, 1992

- [130] SCHNELL, W. ; GROSS, D. ; HAUGER, W.: *Lehrbuch Technische Mechanik*. Bd. 2: *Elastostatik*. Berlin/Heidelberg : Springer, 1995
- [131] SCHOTT MEDICA (Hrsg.): *Duran Präzisionsglas: Kalibrierte Glasrohre und -kapillare*. Wertheim: Schott Medica, 2011
- [132] SCHULZ, N.: *Komplikationen bei Herzkathetereingriffen, zentralen Venenkathetern und Herzschrittmacherimplantationen*, Universität Hamburg, Diss., 2007
- [133] SCHUMACHER, G. ; HESS, J. ; BÜHLMAYER, K. (Hrsg.): *Klinische Kinderkardiologie*. 4. Berlin/Heidelberg : Springer, 2008. – ISBN 978-3-540-71900-7
- [134] SERRUYS, P. W. ; MORICE, M. C. ; KAPPETEIN, A. P. ; COLOMBO, A. ; HOLMES, D. R. ; MACK, M. J. ; STÄHLE, E. ; FELDMAN, T. E. ; VAN DEN BRAND, M. ; BASS, E. J. u. a.: Percutaneous coronary intervention versus coronary-artery bypass grafting for severe coronary artery disease. In: *New England Journal of Medicine* 360 (2009), Nr. 10, S. 961–972
- [135] SHAMMAS, N. W.: Treatment of Chronic Total Occlusions Using Optical Coherent Reflectometry and Radiofrequency Ablative Energy: Incremental Success Over Conventional Techniques. In: *Journal of Invasive Cardiology* 16 (2004), Nr. 2, S. 58–59
- [136] SHEPLAK, M. ; BREUER, K. S. ; SCHMIDT, M. A.: A wafer-bonded, silicon-nitride membrane microphone with dielectrically-isolated, single-crystal silicon piezoresistors. In: *Solid-State Sensor and Actuator Workshop IEEE*, 1998, S. 23–26
- [137] SHEPLAK, M. ; SEINER, J. M. ; BREUER, K. S. ; SCHMIDT, M. A.: A MEMS microphone for aeroacoustic measurements. In: *Aerospace Sciences Meeting and Exhibit*. Reno, Nevada, Januar 1999, S. 99–0606
- [138] SIEBER, A. ; VALDASTRI, P. ; HOUSTON, K. ; MENCIASSI, A. ; DARIO, P.: Flip chip microassembly of a silicon triaxial force sensor on flexible substrates. In: *Sensors and Actuators A: Physical* 142 (2008), Nr. 1, S. 421–428
- [139] SILBERNAGL, S. ; DESPOPOULOS, A.: *Taschenatlas der Physiologie*. 2. Stuttgart : Thieme, 2005
- [140] SINDLINGER, S.: *Haptische Darstellung von Interaktionskräften in einem Assistenzsystem für Herzkatheterisierungen*, Technische Universität Darmstadt, Diss., 2011
- [141] SMITH, C. S.: Piezoresistance effect in germanium and silicon. In: *Physical Review* 94 (1954), Nr. 1, S. 42–49
- [142] SPEIR, A. M. ; KASIRAJAN, V. ; BARNETT, S. D. ; FONNER, E. J.: Additive costs of postoperative complications for isolated coronary artery bypass grafting patients in Virginia. In: *The Annals of thoracic surgery* 88 (2009), Nr. 1, S. 40
- [143] SPERL, K. J. E.: *Hämokompatibilität von bioaktiven und biopassiven Oberflächenbeschichtungen*, Eberhard Karls Universität, Tübingen, Diss., 2005
- [144] ST. JUDE MEDICAL (Hrsg.): *PressureWire Aeris – Wireless FFR Measurement System*. St. Paul, Minnesota: St. Jude Medical, 2010

- [145] STÖHR, I.: *Drahtloses Sensorsystem zur Bestimmung der Zungenlage und des Zungen-drucks*, Technische Universität Darmstadt, Diss., 2012
- [146] STMICROELECTRONICS (Hrsg.): *STM32F103RB Performance line, advanced ARM-based 32-bit MCU with Flash*. 13. Amsterdam: STMicroelectronics, April 2011
- [147] SYNERGY HEALTH PLC (Hrsg.): *Ethylene Oxide Sterilisation*. Chorley, Lancashire: Synergy Health plc, 2011
- [148] TANASKOVIC, D. ; DJURIC, Z. ; LAZIC, Z.: Influence of impurity distribution on thermal coefficients of resistivity and piezoresistivity of diffused layers in silicon. In: *Conference on Microelectronics* Bd. 2 IEEE, 1995, S. 573–576
- [149] TANIMOTO, M. ; ARAI, F. ; FUKUDA, T. ; ITOIGAWA, K. ; HASHIMOTO, M. ; TAKAHASHI, I. ; NEGORO, M.: Telesurgery System for Intravascular Neurosurgery. In: DELP, S. (Hrsg.) ; DiGOIA, A. (Hrsg.) ; JARAMAZ, B. (Hrsg.): *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 2000* Bd. 1935. Berlin/Heidelberg : Springer, 2000, S. CH395–CH395
- [150] TANIMOTO, M. ; ARAI, F. ; FUKUDA, T. ; IWATA, H. ; ITOIGAWA, K. ; GOTOH, Y. ; HASHIMOTO, M. ; NEGORO, M.: Micro force sensor for intravascular neurosurgery. In: *Conference on Robotics and Automation* Bd. 2. Albuquerque, New Mexico, 1997, S. 1561–1566
- [151] TANIMOTO, M. ; ARAI, F. ; FUKUDA, T. ; IWATA, H. ; ITOIGAWA, K. ; GOTOH, Y. ; HASHIMOTO, M. ; NEGORO, M.: Micro force sensor for intravascular neurosurgery and in vivo experiment. In: *International Workshop on Micro Electro Mechanical Systems*. Heidelberg, Januar 1998, S. 504–509
- [152] TANIMOTO, M. ; ARAI, F. ; FUKUDA, T. ; NEGORO, M.: Augmentation of safety in teleoperation system for intravascular neurosurgery: a new control strategy for force display based on the variable impedance characterization. In: *International Conference on Robotics and Automation* Bd. 4. Leuven, Mai 1998, S. 2890–2895
- [153] TANIMOTO, M. ; ARAI, F. ; FUKUDA, T. ; NEGORO, M.: Force display method to improve safety in teleoperation system for intravascular neurosurgery. In: *International Conference on Robotics and Automation* Bd. 3. Detroit, Michigan, Mai 1999, S. 1728–1733
- [154] TANIMOTO, M. ; ARAI, F. ; FUKUDA, T. ; TAKAHASHI, I. ; NEGORO, M.: Force display method for intravascular neurosurgery. In: *International Conference on Systems, Man, and Cybernetics* Bd. 4. Tokyo, Oktober 1999, S. 1032–1037
- [155] TENERZ, L. ; HÖK, B.: Miniaturized Pressure Sensor / Radi Medical Systems AB. 1990. – Europäisches Patent 0473582 B1
- [156] TEUTONIA TECHNOLOGY (Hrsg.): *Beschichtung mit Parylene C*. Karlsruhe: Teutonia Technology, 2011
- [157] TEXAS INSTRUMENTS (Hrsg.): *INA2128, Dual, Low Power Instrumentation Amplifier*. Dallas, Texas: Texas Instruments, April 2007

- [158] TILLE, T. ; SCHMITT-LANDSIEDEL, D.: *Mikroelektronik: Halbleiterbauelemente und deren Anwendung in Elektronischen Schaltungen*. 1. Berlin/Heidelberg : Springer, 2005
- [159] TONINO, P. A. L. ; DE BRUYNE, B. ; PIJLS, N. H. J. ; SIEBERT, U. ; IKENO, F. ; VAN'T VEER, M. ; KLAUSS, V. ; MANOHARAN, G. ; ENGSTRÖM, T. ; OLDROYD, K. G. ; VER LEE, P. N. ; MACCARTHY, P. A. ; FEARON, W. F.: Fractional Flow Reserve versus Angiography for Guiding Percutaneous Coronary Intervention. In: *New England Journal of Medicine* 360 (2010), Nr. 3, S. 213–224
- [160] TORIYAMA, T. ; SUGIYAMA, S.: Analysis of Piezoresistance in p-Type Silicon for Mechanical Sensors. In: *Journal of Microelectromechanical Systems* 162 (2002), September, Nr. 5, S. 508–604
- [161] U., Sigwart ; PUEL, J. ; MIRKOVITCH, V. ; JOFFRE, F. ; KAPPENBERGER, L.: Intravascular stents to prevent occlusion and restenosis after transluminal angioplasty. In: *The New England Journal of Medicine* 316 (1987), S. 701–706
- [162] VELTEN, T.: *Mikromechanisch gefertigter 3D-Beschleunigungssensor für die Hand-Gebärdenerfassung*, Technische Universität Berlin, Diss., 2000
- [163] VISHAY SILICONIX (Hrsg.): *DG9408 Precision 8-Ch/Dual 4-Ch Low Voltage Analog Multiplexers*. C. Malvern, Pennsylvania: Vishay Siliconix, Juni 2011
- [164] VOLCANO CORPORATION (Hrsg.): *Pressure/Flow Guide Wire REF 9500 Series*. San Diego, California: Volcano Corporation, 2010
- [165] VOLCANO CORPORATION (Hrsg.): *Revolution 45 MHz IVUS Imaging Catheter*. San Diego, California: Volcano Corporation, 2010
- [166] VOLCANO CORPORATION (Hrsg.): *Visions PV 8.2F intravascular Ultrasound Imaging Catheter REF 88900*. San Diego, California: Volcano Corporation, 2010
- [167] WERTHSCHÜTZKY, R.: *Elektromechanische Systeme II - Optoelektronische Wandler und ausgewählte Anwendungen der Elektromechanik*. Darmstadt : Skriptum zur Vorlesung, 2010
- [168] WINTERHOLLER, Andreas: *Entwurf und Aufbau eines miniaturisierten piezoresistiven Kraftsensors für die endovaskuläre minimal invasive Chirurgie*. Darmstadt, Technische Universität Darmstadt, Forschungsarbeit, 2006
- [169] WOCHENSPIEGEL: *Abbildung einer typischen Koronarintervention*. Pressemitteilung. http://www.wochenspiegelonline.de/uploads/pics/101135_HERZKATHETER_19_HOM_02.jpg. Version: heruntergeladen 10.09.2011
- [170] WONG, P. ; TSE, K. T. ; CHAN, W.: Recanalization of chronic total occlusion after conventional guidewire failure: guided by optical coherent reflectometry and facilitated by radiofrequency energy ablation. In: *Journal of Invasive Cardiology* 16 (2004), Nr. 2, S. 54–57

Eigene Publikationen

Zeitschriftenartikel

MEISS, T.; WERTHSCHÜTZKY R.: *Konstruktion eines Mikrokraftsensors für Herzkatheterisierungen*. TM - Technisches Messen, Nr.6, 2009, 76 pp. 292-299

KERN, T.A.; HERRMANN J.; KLAGES S.; MEISS T.; WERTHSCHÜTZKY R.: *Lösungsansätze für haptische Assistenz bei Katheterisierungen*. Zeitschrift Biomedizinische Technik, Band 50, Heft 1-2/2005

Tagungsbeiträge

MEISS, T. ROSSNER, T. ; MINAMISAVA-FARIA, C. ; OPITZ, T. ; WINTERHOLLER, A. ; SOSSALLA, A. ; WERTHSCHÜTZKY, R.: *Mikrokraftsensor für Herzkatheterisierungen: Ergebnisse zur Vektorauflösung und Ausblick auf weitere Anwendungen*. In: MikroSystemTechnik Kongress 2011. Darmstadt 2011

MEISS, T. ; ROSSNER, T. ; MINAMISAVA FARIA, C. ; VÖLLMEKE, S. ; OPITZ, T. ; WERTHSCHÜTZKY, R.: *Performance of a novel micro force vector sensor and outlook into its biomedical applications*. SPIE Microtechnology 2011, 18.-20. April 2011, Prague

WERTHSCHÜTZKY, R ; STÖR, I. ; RAFFLENBEUL, L. ; MEISS, T. ; RAUSCH, J. ; HEINICKEL, P. ; ROSSNER, T.: *Piezoresistive Silizium-Sensoren*. Seminarveranstaltung der AMA, 8. Juni 2010, Darmstadt.

MEISS, T. ; ROSSNER, T. ; MINAMISAVA-FARIA, C. ; WERTHSCHÜTZKY, R.: *Neue Methode zur Kontaktierung isolierter Mikrodrähte*. In: Mikrosystemtechnik Kongress. Berlin : VDE Verlag, Oktober 2009

MEISS, T. ; KERN, T. A. ; SINDLINGER, S. ; WERTHSCHÜTZKY, R.: *HapCath: Highly Miniaturized Piezoresistive Force Sensors for Interior Palpation of Vessels during Angioplasty*. In: World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering. München : Springer, September 2009, S. 228–231

MEISS, T. ; BUDELMANN, C. ; KERN, T.A. ; KLAGE, S. ; MINAMISAVA, C. ; WERTHSCHÜTZKY, R.: *Intravascular palpation and haptic feedback during angioplasty*. Proceedings of IEEE World Haptics Conference 2009, S. 380-381

MEISS, T. ; WERTHSCHÜTZKY, R.: *Konstruktion eines Mikrokraftsensors für Herzkatheterisierungen*. In: 22. Messtechnisches Symposium der AHMT, Dresden, 2008

MEISS, T. ; KERN, T. A. ; KLAGES, S. ; MINAMISAVA, C. ; WANG, Y. ; WERTHSCHÜTZKY, R.: *The Influence of the Packaging on an In-Vivo Micro-Force Sensor*. In: Eurosensors. Dresden, 2008, S. 1557–1560

KLAGES, S. ; KERN, T. A. ; MEISS, T. ; WERTHSCHÜTZKY, R.: *Experimental Rig for the Application of a Piezoelectric Ultrasonic Actuator in a Medical Environment*. In: Proceedings Actuator 2008. Bremen, 2008

HEINICKEL, P. ; BALLAS, R. G. ; MEISS, T. ; WERTHSCHÜTZKY, R.: *Silizium-Hochdrucksensor-Messelement*. In: 8. Dresdner Sensor-Symposium Dresden, 2007

MEISS, T. ; KERN, T. A. ; KLAGES, S. ; WERTHSCHÜTZKY, R. ; BARTUCH, H.: *Fertigung eines Miniaturkraftsensors mit asymmetrischem Grundkörper zur Anwendung bei Katheterisierungen*. In: MikroSystemTechnik Kongress, VDE Verlag GmbH, 2007

KERN, T. A. ; KLAGES, S. ; MEISS, THORSTEN ; WERTHSCHÜTZKY, R. : *Closed loop stability analysis of an assistance system for chatheterization*. In: Proceedings World haptics 2007. S. 597-598. Tsukuba, Japan 2007

KLAGES, S. ; KERN, T. A. ; MEISS, T. ; WERTHSCHÜTZKY, R.: *Piezoelectric ultrasonic actuator for a haptic display for catheterisation*. In: Proceedings World haptics 2007, S. 586-587. Tsukuba, Japan 2007

RAUSCH, J. ; HEINICKEL, P. ; MEISS, T. ; WERTHSCHÜTZKY, R.: *Development of a piezoresistive multi component force sensor for minimally invasive liver surgery*. In: Proceedings 41. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Biomedizinische Technik. Aachen, 2007

MEISS, T. ; KERN, T.A. ; KLAGES, S. ; WERTHSCHÜTZKY, R., BARTUCH, H.: *A novel, highly miniaturized force sensor for force feedback during catheterization*. In: SENSOR + TEST Conference. Nürnberg 2007

MEISS, T. ; KERN, T. A. ; KLAGES, S. ; WERTHSCHÜTZKY, R.: *HapCath: Miniaturized Force Sensors for Catheterization*. In: Proceedings Gemeinsame Jahrestagung der Schweizerischen, Deutschen und Österreichischen Gesellschaft für Biomedizinische Technik, Zürich, 2006

KERN, T.A. ; KLAGES, S. ; MEISS, T. ; WERTHSCHÜTZKY, R.: *Force acting on guide wires during vascular navigation calculated with a viscoelastic vessel model*. In: Proceedings Gemeinsame Jahrestagung der Schweizerischen, Deutschen und Österreichischen Gesellschaft für Biomedizinische Technik. Zürich, 2006

KLAGES, S. ; ALBATH, H. ; KERN, T. A. ; MEISS, T. ; WERTHSCHÜTZKY, R.: *HapCath : Design of the user Interface of a haptic display for catheterisation*. In: Proceedings Gemeinsame Jahrestagung der Deutschen, Österreichischen und Schweizerischen Gesellschaften für Biomedizinische Technik. Zürich, 2006

KERN, T. A. ; KLAGES, S. ; MEISS, T. ; WERTHSCHÜTZKY, R.: *Study of the Influence of Varying Diameter and Grasp-Forces on Mechanical Impedance for the Grasp of Cylindrical Objects*. In: Proceedings of the EuroHaptics International Conference. S. 113-118. Paris, 2006

Erfindungen

Erteilt

MEISS, T. ; ROSSNER, T. ; WERTHSCHÜTZKY, R.: *Verfahren zur miniaturisierbaren Kontaktierung isolierter Drähte*. Erteiltes Deutsches Patent, DE 10 2008 060 862 B1 und PCT/DE2009 /001723, Priorität 9.12.2008

In Prüfung

MEISS, T. ; PORTEBOEUF, T. ; RAUSCH, J. ; ROSSNER, T. ; WERTHSCHÜTZKY, R.: *Erfindung betreffend Mess- und Ansteuerungssystem für eine Vielzahl von Wandlern*. Patent in Prüfung, EP 101 683 60.5, Priorität 02.07.2010

MEISS, T. ; KERN, T. A. ; WERTHSCHÜTZKY, R. ; SINDLINGER, S.: *Kraftsensor mit asymmetrischem Grundkörper zum Erfassen mindestens einer Kraftkomponente*. Patent in Prüfung in nationaler Phase, DE 10 2006 030 407 A1 und PCT/DE2007/001153, Priorität 29.06.2006

MEISS, T. ; KERN, T. A. ; WERTHSCHÜTZKY, R., SINDLINGER, S.: *Miniaturisierbarer Kraftsensor zum Erfassen eines Kraftvektors*. Patent in Prüfung in nationaler Phase, DE 10 2006 031 635 A1, PCT/DE2007/001198, Priorität 06.07.2006

MEISS, T. ; KERN, T. A. ; WERTHSCHÜTZKY, R.: *Kraftsensor, Kraftsensoreinheit, langgestreckte Einrichtung und Verfahren zum Erfassen einer Kraft*. Patent in Prüfung, DE 103 35 313 A1, Priorität 01.08.2003

Offenlegungen

MEISS, T. ; EBERHARDT, J. ; KERN, T. A. ; WERTHSCHÜTZKY, R.: *Trainingssystem für Ärzte sowie Testumgebung für medizinische Geräte*. Offenlegungsschrift DE 10 2009 007, Priorität 03.02.2009

Betreute Studien- und Diplomarbeiten

DIERS, C.: *Inbetriebnahme, Synchronisation und Vergleich von Messsystemen zur Bewegungscharakterisierung in der Ganganalyse und zur Steuerung einer Orthese und Bewertung der Algorithmen*. Studienarbeit, TU Darmstadt, 2011

BAGSHETSYAN, A.: *Sensorsystem zur Gangphasenerkennung mittels einer Orthese und zur Bestimmung der Lage der Orthese im Raum*. Bachelorarbeit, Technische Universität Darmstadt 2011

HIELSCHER, J.: *Design eines Sensorsystems zur Bestimmung von Muskelaktivität und zur Intentionschätzung des Nutzers*. Studienarbeit TU Darmstadt, 2011

PORTEBOEUF, T.: *Design of an Integrated Electronic Sensor Interface for Silicon Micro Force Sensors in CMOS Technology*. Forschungsarbeit, TU Darmstadt, 2010

MINAMISAVA-FARIA, C.: *Integration of micro force sensors into a guide wire for catheterizations*. Bachelor Thesis, TU Darmstadt, 2010

ROSSNER, T.: *Kontaktierung von miniaturisierten Kraftsensoren und Signalübertragung im Führungsdraht für Katheterisierungen*. Diplomarbeit, Technische Universität Darmstadt 2008

WANG, Y.: *Packaging und Formgebung miniaturisierter Kraftsensoren zum Einsatz im Körper*. Diplomarbeit, Technische Universität Darmstadt 2008

EBERHARDT, J.: *Kalibrierung von miniaturisierten Drei-Komponenten-Kraftsensoren*. Studienarbeit, Technische Universität Darmstadt, 2007

BUDELMANN, C.: *Entwicklung und Aufbau der Sensorsignalverarbeitungseinheit und eines Demonstrators eines Assistenzsystems für Katheterisierungen*. Diplomarbeit, Technische Universität Darmstadt 2008

HE, C.: *Aufbau und Test einer Sensorelektronik für mehrdimensionale Kraftmessung mit Temperaturkompensation*. Diplomarbeit, Technische Universität Darmstadt 2008

ROHM, M.: *Automatisierung und Inbetriebnahme eines Messplatzes zur statischen und dynamischen Vermessung von miniaturisierten Kraftsensoren*. Studienarbeit, Technische Universität Darmstadt 2007

FERNANDEZ, A.: *Design of a Sensory Electronic for 3-D-Force Measurement*. Bachelor Thesis, Technische Universität Darmstadt 2007

WINTERHOLLER, A.: *Entwurf und Fertigung eines piezoresistiven Kraftmesselementes für Katheterisierungen*. Forschungsarbeit, Technische Universität Darmstadt 2006

SCHONERT, A.: *Weiterentwicklung, Aufbau und Test eines Kraftmessstandes zur statischen und dynamischen Vermessung von miniaturisierten Kraftsensoren*. Studienarbeit, Technische Universität Darmstadt 2006

RIABI, A.: *Voruntersuchungen zur Kraftmessung an Katheterspitzen*. Diplomarbeit, FH-Koblenz (Rhein-Ahr-Campus Remagen), 2006

SABBAGH, A.F.: *Entwurf, Aufbau und Test eines piezoresistiven Kraftmesselementes für Katheterisierungen*. Diplomarbeit Technische Universität Darmstadt, 2005

CHATZIANDRONIS, V.: *Prozesscharakterisierung Aufdampfanlage*. Studienarbeit, Technische Universität Darmstadt, 2005

Verzeichnis der Kooperationspartner

Medizinische Partner

Werner, G.; Möhlis-Hiller, H.; Doenncke, P. und Jung, W.
Städtisches Klinikum Darmstadt, Grafenstraße 9, 64283 Darmstadt

Völker, W.
Universitätsklinikum Würzburg, Oberdürrbacher Straße 6, 97080 Würzburg

Reifart, N.
Kardiologische Praxis Prof. Reifart & Partner
Kronberger Straße 36, 65812 Bad Soden am Taunus

Wissenschaftliche Kooperationspartner

CiS Forschungsinstitut für Mikrosensorik und Photovoltaik GmbH. Konrad-Zuse-Straße 14, 99099 Erfurt

EPflex Feinwerktechnik GmbH, Im Schwöllbogen 24, 72581 Dettingen a.d. Erms

Fachhochschule Kaiserslautern, Amerikastr. 1, 66482 Zweibrücken

Institut für Mikrosensoren, -aktoren und -systeme. Universität Bremen, Bibliothekstraße 1, 28359 Bremen

Ausstellungen des Demonstrators

World Haptics 2009 - Third Joint EuroHaptics conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems. Salt Lake City, Utah, 2009 [92]

Messe Sensor und Test. Nürnberg 2009

Innovationsforum zur Anwendung der Haptik in der robotergestützten Chirurgie. Magdeburg 2009

Tagung für Biomedizinische Technik. Warnemünde 2010

Tagung für Biomedizinische Technik. Freiburg 2011

Fachgespräche

Werner, G.; Doenncke, P.; Jung, W.: Fachgespräch und Begutachtung des Demonstrators von HapCath. Technische Universität Darmstadt, 2010.

Völker, W.: Fachgespräch und Begutachtung des Demonstrators von HapCath. Technische Universität Darmstadt. 2010

Reifart, N.: Fachgespräch und Begutachtung des Demonstrators von HapCath. Technische Universität Darmstadt. 2010

Bartelt, H., Rothhardt, M., Ecke, W., Becker, M.: Fachgespräche zu optischen Fasern. Institut für photonische Hochtechnologien, Jena 2011

Firmenadressen

Andus Elektronik GmbH, Görlitzer Str. 52, 76593 Berlin

Burster Präzisionsmesstechnik, Talstraße 1-5, 76593 Gernsbach

Endosense SA, Chemin du Grand-Puits 42, 1217 Meyrin, Genf, Schweiz

St. Jude Medical, Inc., St. Paul, Minnesota, N 55117-9983, USA

Teutonia Technology AG, Brückenstrasse 20, 83059 Kolbermoor

Volcano Corporation, 3661 Valley Centre Drive Suite 200, San Diego, CA 92130, USA

A Ergänzende Szenarien bei Katheterisierungen

Ergänzend zu den im Abschnitt 4.3 aufgezeigten Kontaktszenarien des Führungsdrahtes mit dem Gefäßsystem werden hier weiter dargestellt.

Bei Behandlungen, im Besonderen bei der Verwendung von Drähten mit harter Spitze zum Durchdringen von Stenosen, kann der Fall eintreten, dass die Gefäßspitze die Aderwand teilweise oder ganz durchstößt (Abb. A.1a). Mit einem in der vorderen Drahtspitze integrierten Sensor kann ein Durchdringen der inneren Arterienwand am wahrscheinlichsten detektiert werden. Weiterhin kommt es vor, dass der Führungsdraht anstatt im inneren Lumen der Arterien in der Intima vorgeschoben wird, wodurch die Arterie auf großer Länge geschädigt werden kann. Dieser Fall ist sehr wahrscheinlich mit einem in der Spitze integrierten Sensor ermittelbar.

| a) | NUTZEN DES SENSORS | RELEVANZ DES SZENARIOS | GESAMT |
|----------------------------|--------------------|------------------------|-----------|
| Sensor in der Spitze | 9 | 7 | 63 |
| Sensor entfernt der Spitze | 4 | 7 | 28 |

Durch die Integration von Krafrückmeldung können so schon frühzeitig relativ harte Drähte zur Durchdringung von Verengungen, im besonderen für komplexe Langzeitverschlüsse, mit geringem Verletzungsrisiko eingesetzt werden. Es ist vorstellbar, dass über die Krafrückmeldungen ein Gleiten in der Intima kontrolliert werden kann. Dies könnte dann gezielt genutzt werden, um auf einem begrenzten Weg Langzeitverschlüsse zu umgehen. Diese Szenarien profitieren am meisten von einem vorne in der Spitze integrierten Kraftsensor.

Weiterhin kann auch der Draht an einer Gefäßwand mit umgebogener Spitze kollidieren (Abb. A.1b). Dies ist selten und es treten aufgrund der stabileren Gefäßwand normalerweise keine Verletzungen auf. Zur Krafrückmeldung ist in diesem Fall ein entfernt von der Spitze integrierter Sensor vorteilhaft.

| a) | NUTZEN DES SENSORS | RELEVANZ DES SZENARIOS | GESAMT |
|----------------------------|--------------------|------------------------|-----------|
| Sensor in der Spitze | 0 | 4 | 0 |
| Sensor entfernt der Spitze | 7 | 4 | 28 |

Besondere Empfindlichkeit weisen Aussackungen (Aneurismen) im Gefäßverlauf auf. Wenn der Draht mit der Spitze die Arterien berührt, kann die Krafrückmeldung von der Drahtspitze das Verletzungsrisiko senken (Abb. A.2a).

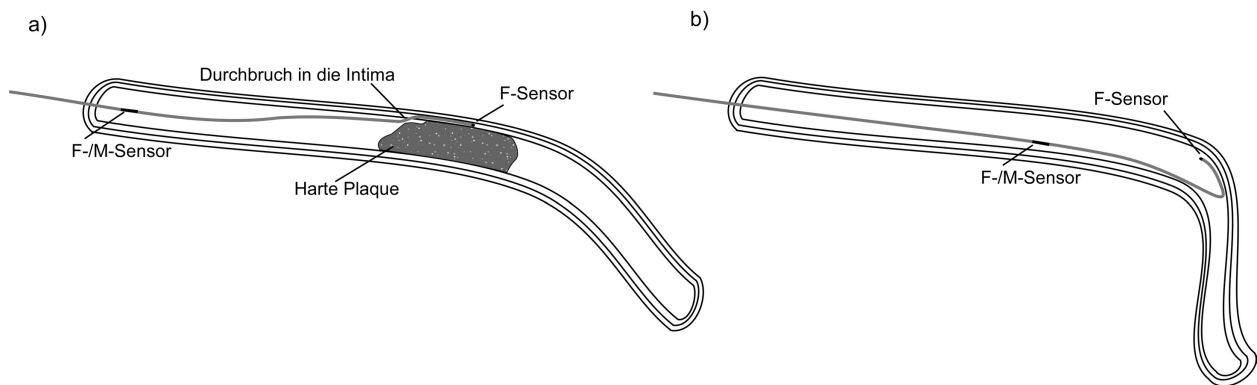


Abb. A.1: Kontaktsituationen des Führungsdrahtes mit Verengung und enger Gefäßbiegung. Zu hohe Kräfte sowie eine harte Führungsdrahtspitze können das Durchdringen der Intima und Gleiten durch die Media oder sogar das Durchdringen der kompletten Arterie bewirken, b) der Draht kann auch mit umgebogener Spitze mit Arterienwänden kollidieren.

| a) | NUTZEN DES SENSORS | RELEVANZ DES SZENARIOS | GESAMT |
|----------------------------|--------------------|------------------------|-----------|
| Sensor in der Spitze | 10 | 5 | 50 |
| Sensor entfernt der Spitze | 8 | 5 | 40 |

Fädelt der Draht allerdings in das Aneurisma ein und die Drahtspitze liegt frei im Blutstrom, dann ist eine Krafterückmeldung nur durch einen entfernt von der Spitze angeordneten Sensor sicher detektierbar (Abb. A.2b).

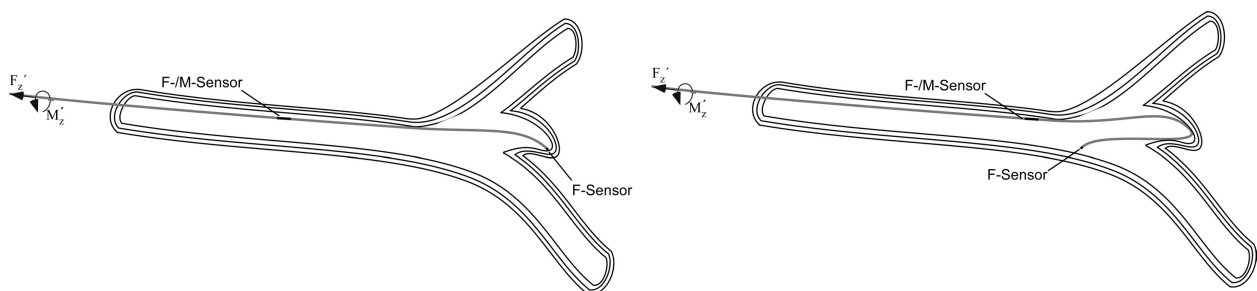


Abb. A.2: Kontakt Führungsdrahtspitze mit Aussackung. Solange der Führungsdraht mit der Spitze kollidiert, wird die Kraft an beiden Messpositionen erfasst, b) mit umgebogener Spitze erfolgt keine Krafterückmeldung von einem in der Spitze integrierten Kraftsensor.

| a) | NUTZEN DES SENSORS | RELEVANZ DES SZENARIOS | GESAMT |
|----------------------------|--------------------|------------------------|-----------|
| Sensor in der Spitze | 0 | 5 | 0 |
| Sensor entfernt der Spitze | 8 | 5 | 40 |

Besondere Schwierigkeiten entstehen bei der Bandlung von Kompletterschlüssen in stark gewundenen, tortuierten Gefäßen. Der Führungsdraht muss über zahlreiche enge Biegungen geführt werden, wodurch die Reibung steigt. Die Notwendigkeit der Durchdringung des Verschlusses erfordert einen relativ harten Draht, wodurch das Komplikationsrisiko steigt. Das Vorbringen des harten Drahtes kann mit einem optimalerweise ganz vorne, aber auch mit einem etwas weiter hinten integrierten Kraftsensor, sicherer gestaltet werden. Um diese Verengungen passieren zu können, ist ein Kraftsensor ganz vorne in der Spitze vorteilhaft.

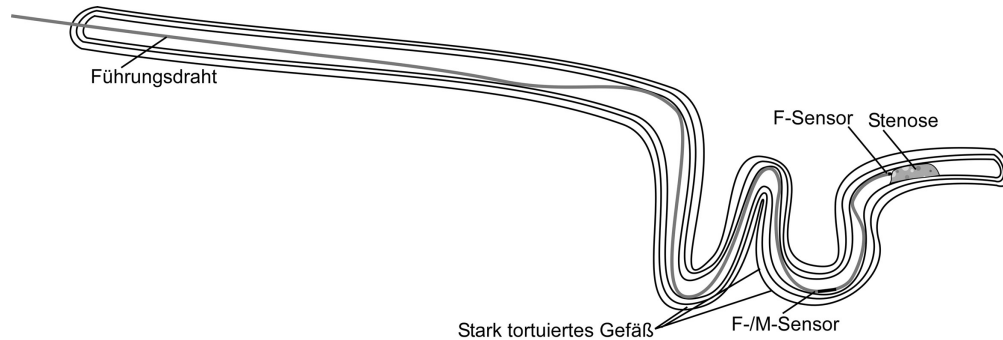


Abb. A.3: Durchdringen einer Stenose in stark gewundenem Gefäßverlauf.

Aufgrund der starken Biegungen tritt eine hohe Reibung auf und die benötigte Kraft nimmt zu, das Verletzungsrisiko steigt, die Erfolgsrate sinkt.

| a) | NUTZEN DES SENSORS | RELEVANZ DES SZENARIOS | GESAMT |
|----------------------------|--------------------|------------------------|-----------|
| Sensor in der Spitze | 9 | 9 | 81 |
| Sensor entfernt der Spitze | 4 | 9 | 36 |

B Graphische Berechnung der piezoresistiven Koeffizienten und des Widerstandsbelags

Durch analytische Berechnungen [124, 127] und numerische Simulation wird das Dotierungsprofil für einen gewählten Satz von Herstellungsparameter berechnet. Die Abbildung B.1 zeigt das simulierte Implantationsprofil.

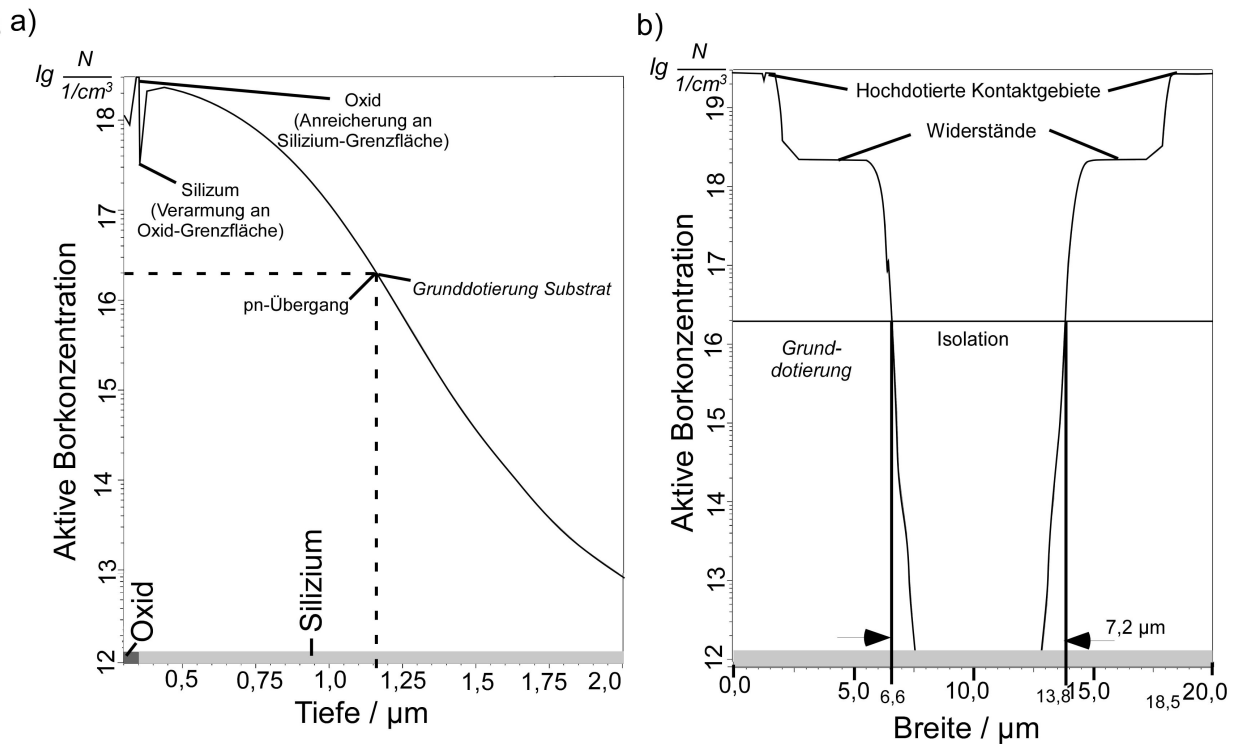


Abb. B.1: Simuliertes Dotierprofil mit gewählten Fertigungsparametern nach Temperung.
a) Vertikale Dotierstoffverteilung im Widerstand, b) Querschnittsprofil durch Kontakt-, Widerstands- und Isolationsgebiet von zwei benachbarten Widerständen.

Der spezifische elektrische Widerstand ρ_0 ergibt sich aus dem Kehrwert der spezifische Leitfähigkeit σ_0 . Die spezifische Leitfähigkeit für einen p-dotierten Widerstand berechnet sich aus der Konzentration p der freien positiven Ladungsträger (Löcher), die der Dotierstoffkonzentration N_p in guter Näherung entspricht, und der Beweglichkeit μ_p dieser Ladungsträger

mit der Ladung q . Die spezifische Leitfähigkeit σ variiert mit der Dotierkonzentration in Tiefenrichtung x des Widerstandes.

$$\sigma(x) = \frac{1}{\rho} = q\mu_p p \approx q\mu_p N_p(x) \quad (\text{B.1})$$

Die Abbildung B.3b zeigt die spezifischen Widerstand p- und n-dotierter Gebiete für Raumtemperatur.

Durch graphische Diskretisierung wird das Widerstandsprofil von der Siliziumoberfläche bei $0,35 \mu\text{m}$ Tiefe bis zum pn-Übergang bei $1,2 \mu\text{m}$ Tiefe in neun $1 \mu\text{m}$ hohe Flächenabschnitte entlang der Tiefen-(x -)Achse unterteilt (Abb. B.2 und Abb. B.3a). Der erste Flächenabschnitt bei $0,35 \mu\text{m}$ Tiefe an der Grenze zur Oxidschicht wird mit $0,5 \mu\text{m}$ Höhe diskretisiert.

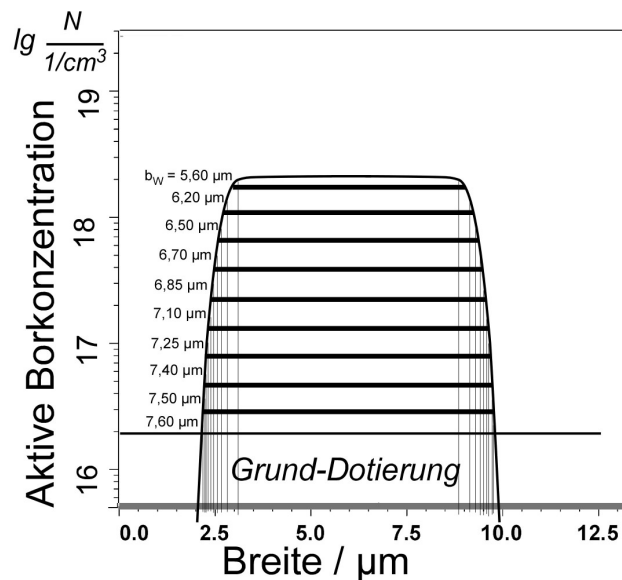


Abb. B.2: Unterteilung des Dotierprofils als Querschnitt durch den Widerstand.

Jedem Abschnitt, der eine spezifische Dotierkonzentration nach Abb. B.3a aufweist, wird eine entsprechende Leitfähigkeit nach Abb. B.3b zugeordnet. Jeder Dotierungskonzentration wiederum und damit jedem spezifischen Flächenabschnitt kann ein konzentrationsabhängiger piezoresistiver Skalierfaktor SF nach Abb. B.3c zugeordnet werden. Die Randbereiche der seitlichen Diffusion können in ähnlicher Weise berücksichtigt werden. Sie werden vernachlässigt, da Ihr Flächenanteil sowie die spezifische Leitfähigkeit klein sind.

Der Widerstandsbelag R' kennzeichnet den Widerstand bezogen auf seine Länge. Er ergibt sich aus dem Kehrwert der schichtspezifischen Leitfähigkeit σ_i , der spezifischen Breite b_i und der Schichthöhe h_i von jeweils $1 \mu\text{m}$ zu

$$R' = \frac{R}{l} = \frac{1}{\sum_{i=0}^{10} \sigma_i \cdot b_i \cdot h_i} . \quad (\text{B.2})$$

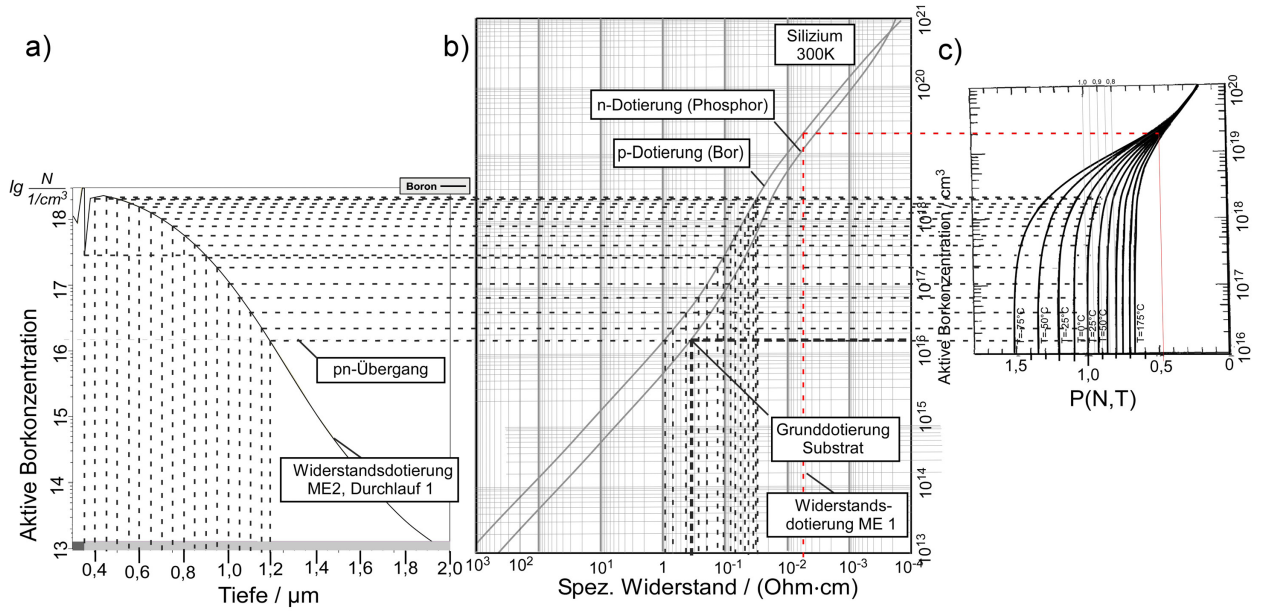


Abb. B.3: Berechnung des effektiven Widerstandes und der effektiven piezoresistiven Koeffizienten aus dem Dotierprofil in die Scheibentiefe.

Die Tabelle B.1 gibt die berechneten Eigenschaften der Widerstandsflächen-Gebiete an. Die einzelnen Schichten sind nach ihrer Tiefe in Mikrometern benannt. Die Berechnung von effektiven piezoresistiven Koeffizienten erfolgt für jede Schicht mit spezifischer Konzentration $N_p(x)$ über die Zuordnung eines piezoresistiven Skalierfaktors nach [65]. Allerdings muss berücksichtigt werden, dass in Schichten mit einer höheren spezifische Leitfähigkeit eine proportional höhere Stromdichte vorliegt und so diese Gebiete entsprechend stärkeren Einfluss auf die Gesamtwiderstandsänderung aufweisen. Allerdings sinken die piezoresistiven Koeffizienten für höhere Leitfähigkeiten. Zur Berechnung der effektiven piezoresistiven Koeffizienten werden die Koeffizienten mit der Leitfähigkeit der jeweiligen Schicht gewichtet. Der durch die Gewichtung entstehende Einfluss muss durch Division mit den summierten Leitfähigkeitsbeträgen wieder herausgerechnet werden.

$$\pi_{eff} = \frac{\int_0^{x_j} \pi(z) \sigma(z) dz}{\int_0^{x_j} \sigma(z) dz} \approx \frac{\sum_{i=1}^{10} \pi_i \cdot \sigma_i \cdot b_i \cdot h_i}{\sum_{i=1}^{10} \sigma_i \cdot b_i \cdot h_i} = \pi \cdot \frac{\sum_{i=1}^{10} SF_i \cdot \sigma_i \cdot b_i \cdot h_i}{\sum_{i=1}^{10} \sigma_i \cdot b_i \cdot h_i} \quad (B.3)$$

Es ergeben sich aus Abb. B.3 die Eigenschaften nach Tabelle B.1.

Für einen Widerstand mit einer Länge $l_W = 50 \mu m$ und einer Breite auf der Maske von $b_W = 6 \mu m$ berechnet sich der elektrische Widerstand zu

$$R = \frac{l_W}{\sum_{i=1}^{10} \sigma_i \cdot b_i \cdot h_i} = \frac{1}{1,38 \cdot 10^{-6}} \Omega cm \cdot 5 \cdot 10^{-3} cm = 3620,93 \Omega . \quad (B.4)$$

Damit ergibt sich ein Flächenwiderstand, der den Widerstand auf die Anzahl der Widerstandsquadrate in Längsrichtung darstellt, zu

$$R_{\square} = \frac{R}{l_W/b_W} = \frac{3621 \Omega}{50 \mu m / 6 \mu m} = 434,52 \Omega / \square . \quad (B.5)$$

Tabelle B.1: Eigenschaften zur Ermittlung der piezoresistiven Koeffizienten.

| TIEFE [μm] | Breite [μm] | Höhe [μm] | N [10^{-18} /cm ³] | ρ [Ωcm] | σ [(Ωcm) ⁻¹] | PARTIELLER SKALIER- FAKTOR | BEITRAG ZUM EFFEKT |
|-----------------|----------------|--------------|--|--|------------------------------------|----------------------------------|-----------------------|
| 0,35 | 5,60 | 0,05 | 0,19 | 0,1 | 10 | 0,98 | 0,020 |
| 0,4 | 6,20 | 0,10 | 2,0 | 0,02 | 50 | 0,91 | 0,20 |
| 0,5 | 6,50 | 0,10 | 2,0 | 0,02 | 50 | 0,91 | 0,21 |
| 0,6 | 6,70 | 0,10 | 1,8 | 0,025 | 40 | 0,925 | 0,18 |
| 0,7 | 6,85 | 0,10 | 1,0 | 0,04 | 25 | 0,95 | 0,12 |
| 0,8 | 7,10 | 0,10 | 0,55 | 0,05 | 20 | 0,975 | 0,10 |
| 0,9 | 7,25 | 0,10 | 0,28 | 0,1 | 10 | 0,98 | 0,052 |
| 1,0 | 7,40 | 0,10 | 0,12 | 0,2 | 5 | 0,99 | 0,027 |
| 1,1 | 7,50 | 0,10 | 0,038 | 0,4 | 2,5 | 1,0 | 0,014 |
| 1,2 | 7,60 | 0,10 | 0,02 | 0,9 | 1,1 | 1,0 | 0,0061 |
| Effektiv | 6 | 1,2 | $2 \cdot 10^{18}$ | $5,21 \cdot 10^{-3}$ | 191,79 | – | 0,93 |

Die effektiven piezoresistiven Koeffizienten für die <110>-Richtungen errechnen sich für die p-Widerstände mit den Koeffizienten für homogene Dotierungen nach Tabelle 6.1 und der gewichteten Bewertung nach Abb. B.3c und dem ermittelten effektiven Skalierfaktor SF nach Tabelle B.1 für den piezoresistiven Längskoeffizienten $\pi_{l,eff}$ zu

$$\pi_{l,eff} = SF \cdot \frac{\pi_{11} + \pi_{12} + \pi_{44}}{2} = 0,934 \cdot 72,8 \cdot 10^{-5} \text{ mm}^2/\text{N} = 68,0 \cdot 10^{-5} \text{ mm}^2/\text{N} . \quad (\text{B.6})$$

und für den piezoresistiven Querkoeffizienten π_q zu

$$\pi_{q,eff} = SF \cdot \frac{\pi_{11} + \pi_{12} - \pi_{44}}{2} = 0,934 \cdot 66,2 \cdot 10^{-5} \text{ mm}^2/\text{N} = -61,9 \cdot 10^{-5} \text{ mm}^2/\text{N} . \quad (\text{B.7})$$

Damit sind die zu erwartenden piezoresistiven Koeffizienten bestimmt sowie der prognostizierte Flächenwiderstand bekannt. Für die Fertigung mit dem Prozess für das Messelement 1 ergeben sich höhere Dotierungskonzentrationen im Widerstand, geringere Flächenwiderstände und geringere piezoresistive Koeffizienten. Die zeigt die rote Line in Abb. B.3.

C Erweiterte Darstellung der Fertigungsabläufe

Im Folgenden werden weiterführende Informationen zur Fertigung der Messelemente dargestellt. Die Fertigung erfolgt in Silizium-Bulk-Mikromechanik.

Fertigungsablauf 1 für das Messelement 1

Den entwickelten Fertigungsablauf 1 für das Messelement 1 mit asymmetrischem Körper zeigen Abb. C.1 und Abb. C.2.

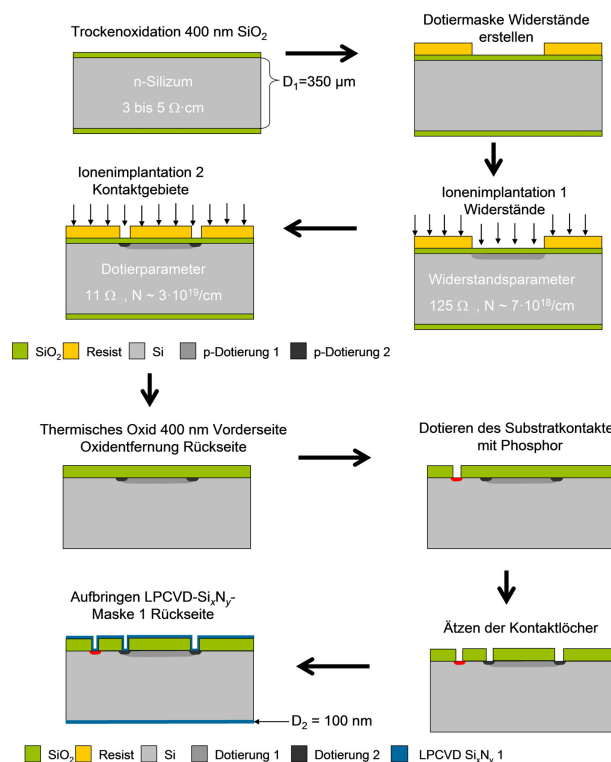


Abb. C.1: Fertigungsablauf 1 für das Messelement 1 mit asymmetrischem Körper, erster Teil.
Bitte wenden.

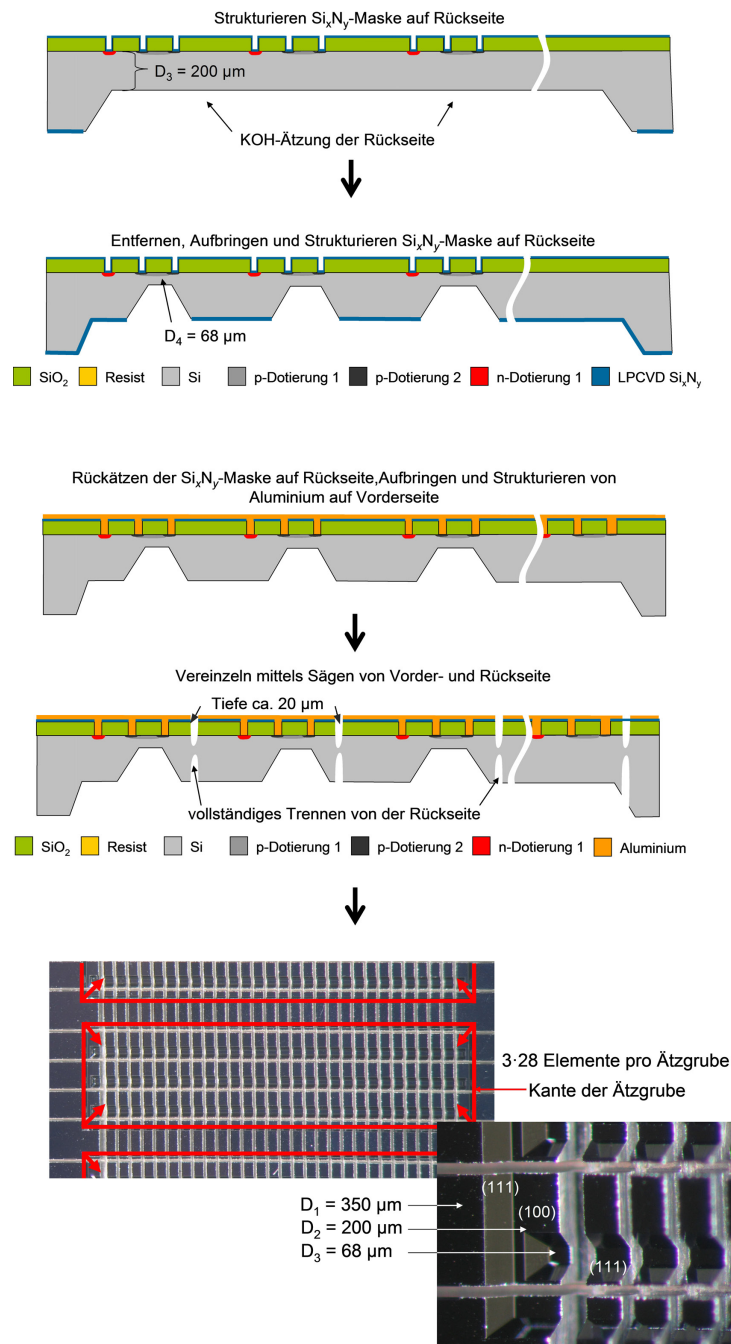


Abb. C.2: Fortsetzung Fertigungsablauf 1 für das Messelement 1 mit asymmetrischem Körper.

Fertigungsablauf 1 für das Messelement 2

Einen beispielhaften Fertigungsablauf 1 für das Messelement 2 mit symmetrischem Körper zeigen Abb. C.3 und Abb. C.4. Für die Implantation bestehen mehrere Möglichkeiten zur Maskierung und für die Implantationsenergie. Das Verfahren wurde so ausgewählt, dass der

Implantationsdienstleister den Resist vor Ort entfernen kann und so verschiedene Dotierungskonzentrationen erreicht werden können. Es besteht auch die Möglichkeit mit einer reinen Oxidmaske zu arbeiten, die in der Dicke strukturiert ist. Dann können die Implantationsenergien 180 keV für Widerstände und 50 keV für die Kontakte verwendet werden. Dies ist in der Beispielsimulation in Abschnitt C angegeben.

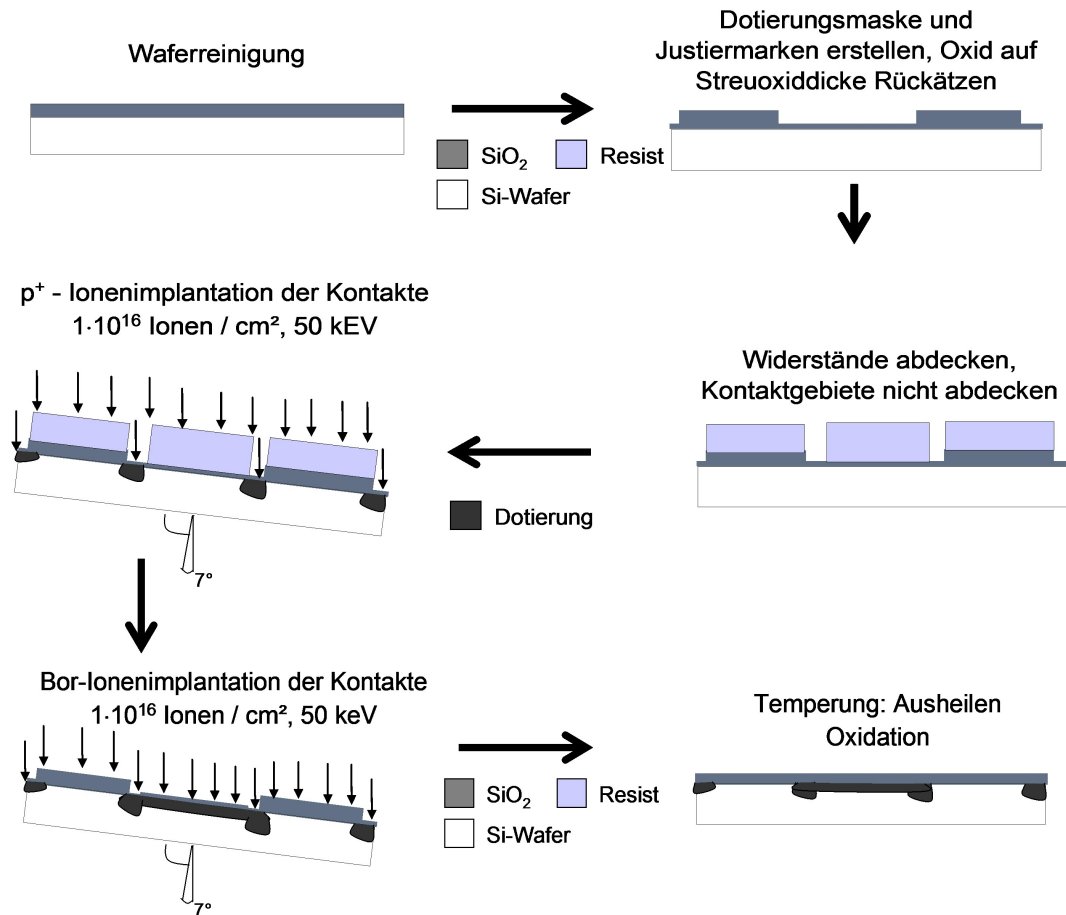


Abb. C.3: Fertigungsablauf 1 für das Messelement 2 mit symmetrischem Körper, erster Teil.
Bitte wenden.

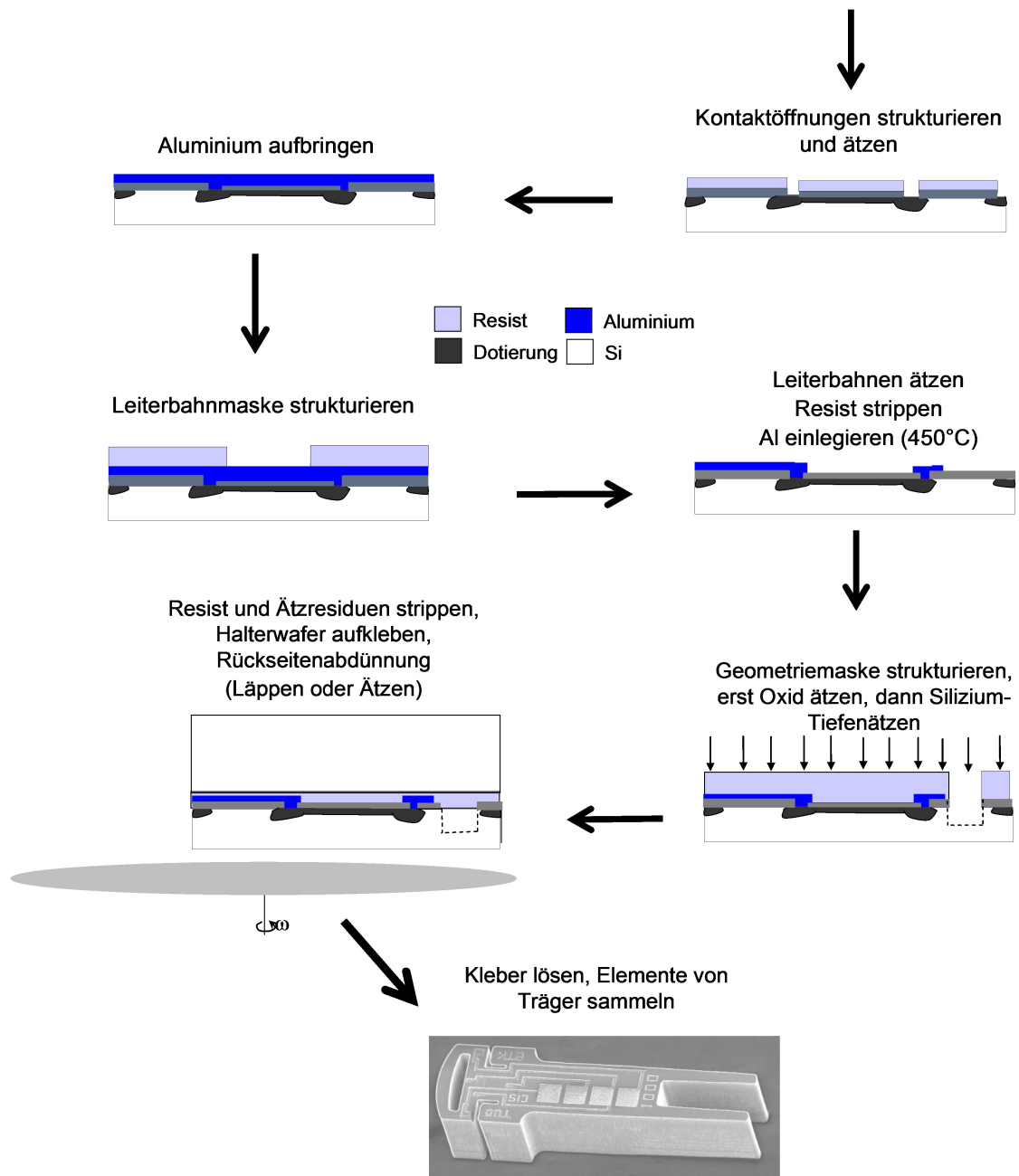


Abb. C.4: Fortsetzung Fertigungsablauf 1 für das Messelement 2 mit symmetrischem Körper.
 Das Bild des Messelements ist nach Fertigungsdurchlauf 2 entstanden (siehe Kap. 7)

Ausführung der Dotierung

Im ersten Prozess wird das Oxid in den Widerstandsgebieten auf eine Dicke von 400 nm her-untergeätzt. Danach erfolgt ein weiterer Lithographieschritt und das Siliziumoxid über den Kontaktgebieten wird bis auf eine Restdicke von 100 nm geätzt. In einem weiteren Lithogra-phieschritt wird die Scheibe mit Fotolack geschützt und nur die Widerstände und Kontaktge-biete belichtet und freientwickelt. Durch die unterschiedlichen Dicken des Oxids lässt sich eine Widerstandsimplantation mit den gewünschten Konzentrationen erzielen:

- Eine Implantation mit einer Dosis von $1 \cdot 10^{14}/\text{cm}^2$ bei einer Beschleunigungsspannung von 180 keV durchdringt die Oxidschicht über den Widerstands- und Kontaktgebieten und führt zu einer Konzentration von $2 \cdot 10^{18}/\text{cm}^3$,
- Eine weitere Implantation mit einer Dosis von $1 \cdot 10^{16}/\text{cm}^2$ bei einer Beschleunigungs-spannung von 50 keV durchdringt nur die Oxidschicht der Kontaktgebiete und führt zu einer Konzentration von $3 \cdot 10^{19}/\text{cm}^3$. In der dickeren Oxidschicht über den Wider-ständen werden alle relevanten Ionen absorbiert, sodass die Widerstandsimplantation nur geringfügig ansteigt. Die Scheibe ist an allen anderen Bereichen – auch zwischen den Widerständen – durch die Fotoresist-Schicht vor der Implantation geschützt.

Die Abbildung 6.4 zeigt das Ergebnis der Simulation für die Dotierstoffverteilung in den Widerstands- und Kontaktgebieten sowie im Substrat für diesen Prozess. Der Quelltext der Simulation ist in Abschnitt C gelistet.

Eine zweite Möglichkeit besteht darin, über den Widerstands- und Kontaktgebieten ein Streuoxid – im einfachsten Fall mit konstanter Dicke – zu erzeugen. Im nächsten Lithogra-phieschritt wird die Scheibe mit Fotolack abgedeckt und es werden nur die Kontaktgebiete freientwickelt. Danach erfolgt die Implantation mit dazwischen liegendem Entfernen des Fo-tolackes vor Ort beim Hersteller der Implantation mit folgendem Vorgehen:

- Implantation in die Kontaktgebiete mit einer Dosis von $1 \cdot 10^{16}/\text{cm}^2$ bei einer Beschleu-nigungsspannung von 180 keV führt zu einer Konzentration von ca. $3 \cdot 10^{19}/\text{cm}^3$. Die Ionen werden durch die Resistschicht über der restlichen Scheibe und den Widerstän-den absorbiert.
- Entfernen des Fotoresists.
- Implantation der Widerstandsdotierung mit z.B. $1 \cdot 10^{14}/\text{cm}^2$ bei einer Beschleuni-gungsspannung von z. B. 50 keV. Die Kontaktgebiete werden noch geringfügig stärker dotiert, die restliche Scheibe ist durch die relativ dicke Oxidschicht von 800 nm ge-schützt.

Nach Simulationen sind beide Implantationsverfahren möglich. Das Entfernen von Fotolack zwischen den Implantationen wird kostengünstig angeboten. Da aber bei der zweiten Variante die gesamte Scheibe den Ionen ausgesetzt ist, die zwar praktisch nicht bis zum Silizium vordringen, aber trotzdem im Oxid verbleiben, wird sich auf die hierfür notwendige erste Fertigungsvariante konzentriert. Ob die Bor-Ionen im Siliziumoxid einen negativen Einfluss hätten, kann hier nicht abschließend beantwortet werden.

Insgesamt sind Implantationsdurchläufe für Vorversuche zeit- und kostenaufwändig. Für einen vorgelagerten Testlauf der gesamten Fertigungskette ist die Musterfertigung im Reinraum bei einem Kooperationspartner (S. 223) möglich, bei dem die elektrischen Strukturen – Oxide, Dotierungen und Leiterbahnen – in einem Prozess direkt hintereinander ohne lange Wartezeiten und mit geringen Kosten selbst gefertigt werden können. Die Widerstandsdotierung erfolgt in diesem Fall mit einem Spin-on-Dopant, welches durch Spincoating auf die Scheiben aufgetragen und im Temperofen eindiffundiert wird. Durch Zugabe von Sauerstoff und Wasserdampf kann die Oberfläche nach der Diffusion verglast werden. Die zu erwarteten Ergebnisse sind eine höhere Streuung der Widerstandswerte als bei der Ionenimplantation und eine erhöhte Widerstandsdotierung, um in einem Schritt Widerstands- und Kontaktgebiete dotieren zu können. Für die Fertigung kann die gleiche Maskenstruktur wie für die Ionenimplantation verwendet werden. Es wird hierfür die Oxidmaskierung der Kontaktgebiete und der Widerstandsgebiete vollständig entfernt, um der Dotieremulsion [43] den Kontakt zum Silizium zu ermöglichen. Es ist im Prozessverlauf auf eine genügend hohe Dotierung in den Kontakten zu achten, um die Leiterbahnen und die Widerstände mit einem ohmschen Kontakt zu verbinden [124]. Der vereinfachte Ablauf ermöglicht den zügigen Test der kompletten Prozesskette.

Simulationsparameter zur Fertigung des Messelements 2

```
MESH GRID.FAC=0.7
$ 2 inch wafer: 280, 3 inch wafer: 380, 4 inch wafer: 800
MESH LY.SURF=0.1 LY.ACTIV=2.0 LY.BOT=800 DY.SURF=0.01
DY.ACTIV=0.2 DY.BOT=100 DX.MAX=1.0 DX.MIN=0.01
INITIALIZE impurity=PHOSPHORUS i.resist=0.5 WIDTH=20

METHOD PD.FULL COMPRESS

MASK IN.FILE=me2tm.tl1 PRINT GRID="Field,Contact"

$ Zur Simulation von monokristallinem Silizium die Option
$ für polykristallines Silizium deaktivieren
MATERIAL MAT=POLY ^POLYCRYS

$ 800nm dickes Oxid erzeugen
DIFFUSION TEMP=750 T.FINAL=1100 TIME=17.5 INERT
DIFFUSION TEMP=1100 TIME=88 WETO2
DIFFUSION TEMP=1100 TIME=10 INERT
DIFFUSION TEMP=1100 T.FINAL=750 TIME=30 INERT

$ Die Widerstandsgebiete, die auch die Kontaktgebiete
$ umfassen, strukturieren
DEPOSIT PHOTORESIST POSITIVE THICKNESS=2.7
EXPOSE MASK=Field
DEVELOP
```

```
SAVE OUT.FILE=me2tm_800nm_1.tif TIF
$ Das Oxid über den Widerständen um 0,4 Mikrometer
$ auf 0,4 Mikrometer herunterätzen
ETCH OXIDE THICKNESS=0.40 ISOTROPIC
ETCH PHOTORESIST ALL

$ Nur die Kontaktlöcher strukturieren
DEPOSIT PHOTORESIST POSITIVE THICKNESS=2.7
EXPOSE MASK=Contact
DEVELOP

$ Das Oxid über den Kontaktlöchern um weitere
$ um 0,3 Mikrometer auf 0,1 Mikrometer herunterätzen
ETCH OXIDE THICKNESS=0.3 ISOTROPIC
ETCH PHOTORESIST ALL

$ Implantieren der Widerstandsdosis, durchdringt Oxid
$ über Widerstandsgebieten und Kontaktgebieten
IMPLANT BORON DOSE=1E14 ENERGY=180 TILT=7

$ Direkt nachfolgendes Implantieren der Kontaktdosis,
$ durchdringt nur Oxid über Kontaktgebieten
IMPLANT BORON DOSE=1E16 ENERGY=50 TILT=7

$ Anmerkung: Optional kann erst die Kontaktimplantation erfolgen,
$ wobei die Widerstände und der Restwafer durch Resist bedeckt sind.
$ Der Resist kann beim Implantationsdienstleister gestrippt werden.
$ Dann kann die Widerstandsimplantation erfolgen, unter Einschluss
$ der schon dotierten Kontaktgebiete

$ Nachdiffusion, Ausheilen und Aktivieren durch Tempern
DIFFUSION TEMP=750 T.FINAL=1100 TIME=17.5 INERT
DIFFUSION TEMP=1100 TIME=10 INERT
DIFFUSION TEMP=1100 T.FINAL=750 TIME=30 INERT

SAVE OUT.FILE=me2tm_800nm_2.tif TIF

$ Kontaktmaske strukturieren
DEPOSIT PHOTORESIST POSITIVE THICKNESS=2.7
EXPOSE MASK=Contact
DEVELOP

$ Kontaktgebiete öffnen
ETCH OXIDE THICKNESS=0.2
ETCH PHOTORESIST ALL

$ Aluminium aufbringen
DEPOSIT ALUMINUM THICKNESS=0.8
```

```
$ Kontaktgebiete strukturieren
DEPOSIT PHOTORESIST POSITIVE THICKNESS=2.7
EXPOSE MASK=Metal
DEVELOP
$ Aluminium strukturieren
ETCH ALUMINUM THICKNESS=1.0 ISOTROPIC
ETCH PHOTORESIST ALL

$ Für nutzbare Elemente muss noch eine abschließende Temperung
$ zum Legieren der Aluminiumkontakte folgen

SAVE OUT.FILE=me2tm_800nm_3.tif TIF
SAVE MEDICI OUT.FILE=me2tm_800nm.md
```

Zugrunde gelegte Temperaturkennlinie

Die folgende Kennlinie wurde als Grundlage für die Simulation der Dotierstoffverteilung und für die Fertigung der Elemente der ersten Musterreihe bestimmt.

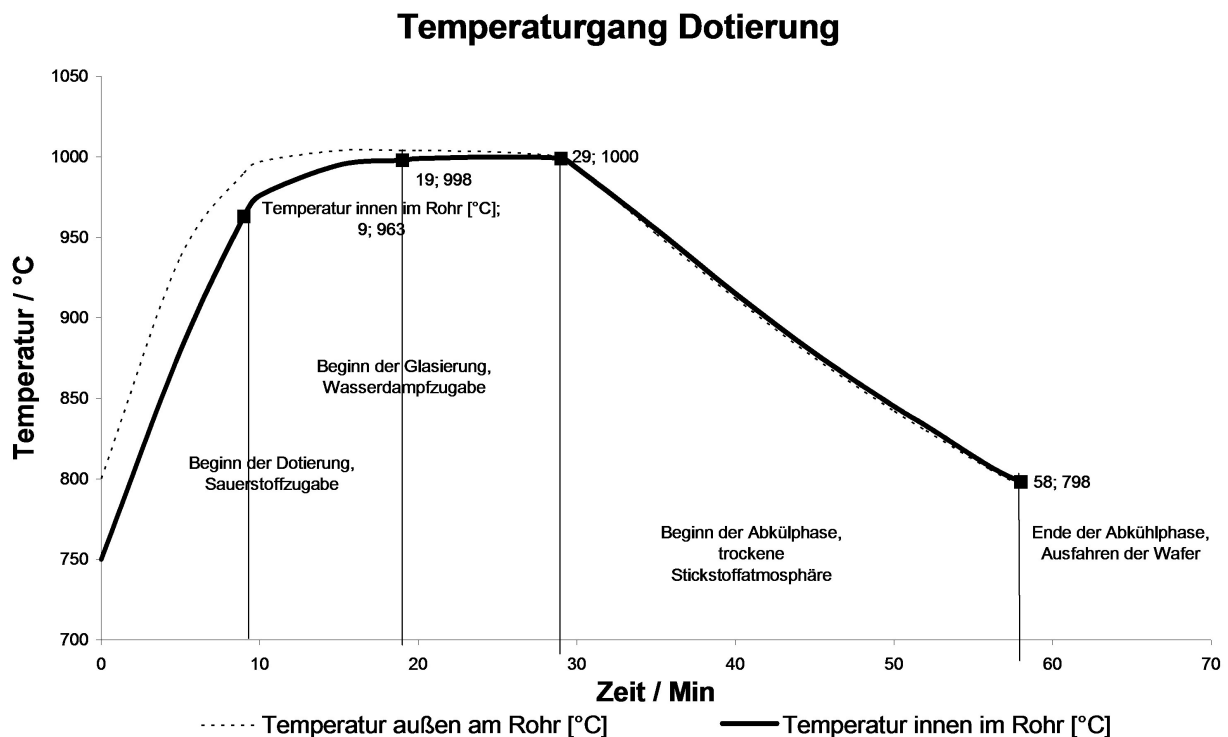


Abb. C.5: Für die Simulation und Fertigung zugrundegelegte, vorab bestimmte Temperaturkennlinie des Fertigungsovens für die Messlemente 2 in der ersten Musterfertigung.

Ergebnis der ersten Musterfertigung Messelement 2

Die Fotolithographie wird mit einem entworfenen Maskendrehverfahren durchgeführt, bei dem die vier Maskenebenen um 90° versetzt auf einer Maske Platz finden. Die Scheibe muss insgesamt für jeden Lithographieschritt viermal belichtet werden. Die nicht zu belichtenden Bereiche werden durch eine aufgelegte schwarze Kunststoffmaske abgedeckt (Abb. C.6). Mit

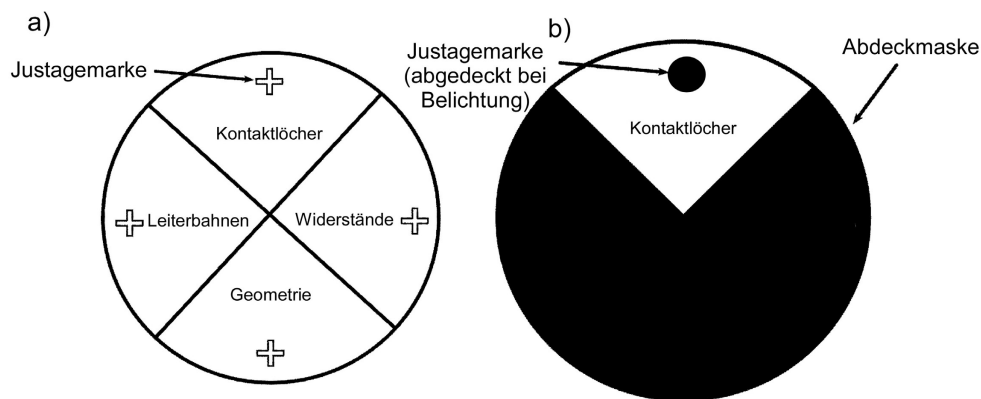


Abb. C.6: Fertigung des Messelementes mit vier Lithographieebenen auf einer Maske.

einer einzelnen Maske kann so das Element gefertigt werden. Die Abbildung C.7 zeigt die elektrischen Strukturen. Die elektrische Vermessung zeigt allerdings eine noch größere Streuung der Widerstandswerte als erwartet (Abb. C.7)b. Zu Beurteilung der Streuung sind allerdings die Widerstandsverschaltungen und der Widerstand des Zuleitungsgebiets in Betracht zu ziehen, wodurch für unterschiedliche Beschaltungen unterschiedliche Widerstandswerten gemessen werden. Dies ist in Abb. C.7 verdeutlicht.

Eigenschaften der Varianten der zweiten Musterfertigung

Insgesamt werden vier weitere verschiedene Varianten der Kraftsensoren entworfen und nach den Erkenntnissen aus den ersten Musterserien angepasst (Abb. C.8).

Messelemente 1 (Asymmetrischer Typen):

Variante K01: Vollbrücke in zwei Leiterbahnbreiten von $10\mu\text{m}$ und $20\mu\text{m}$; 4 Bondpads

Das Messelement K01, wie auch das Vorgängerlayout Messelement 1, Variante 1 der ersten Serie, besitzt vier gleich lange Widerstände auf der Messplatte, die in einem Quadrat von $102\mu\text{m}$ Kantenlänge zu einer geschlossenen Vollbrücke verschaltet sind. Diese Widerstände weisen einen Abstand von der Seitenkante von $49\mu\text{m}$ auf. Dieser Abstand wird gewählt, um beim Vereinzeln die Widerstände sicher nicht zu beschädigen. Damit ist diese Variante als fertigungstechnisch relativ sicher einzustufen. Im Gegensatz dazu ist die Messperformance zur Auswertung eines Dreikomponenten-Kraftvektors entsprechend schlechter: Der vertikale sowie der horizontale Abstand der Widerstandsschwerpunkte beträgt nur $90\mu\text{m}$. Damit sind die Gleichungen zur Kraftrichtungsauswertung stark untereinander abhängig. Somit

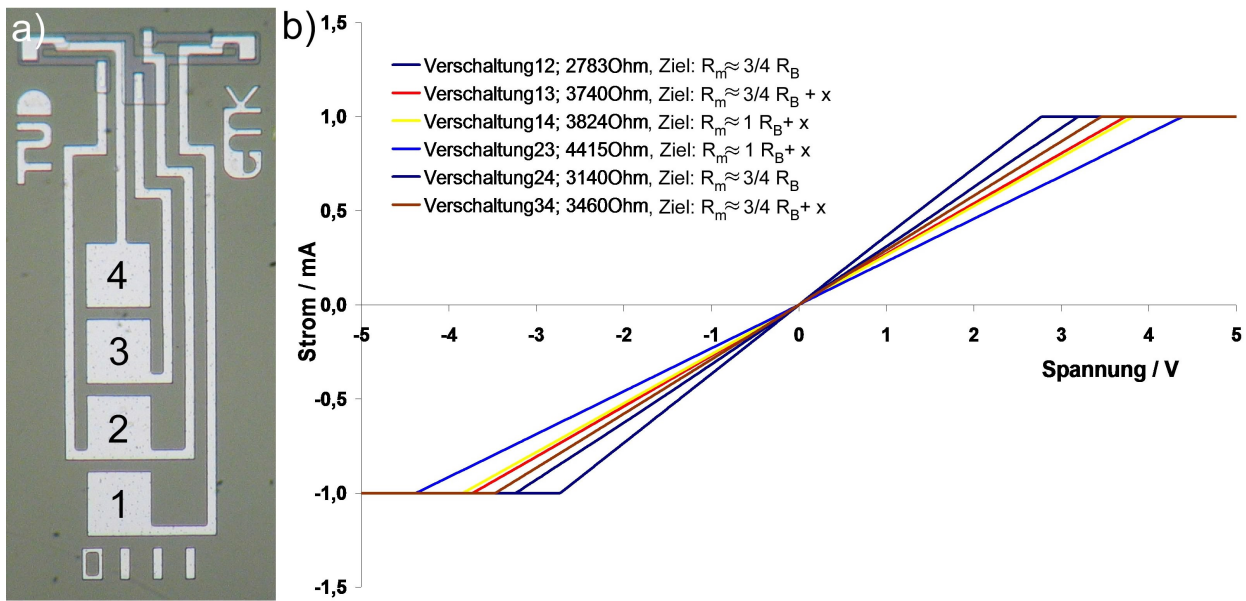


Abb. C.7: Im ersten Musterdurchlauf gefertigte elektrische Struktur des ME2.

a) Fertiggestellte elektrische Struktur eines ME2a, b) Experimentell ermittelte Strom-Spannungskennlinie der Brückenwiderstände in unterschiedlichen Kontaktierungen der Anschlussflächen eines Messelementes (siehe a). Die Zielgröße des gemessenen Widerstandes R_m in Bezug zum Brückengrundwiderstand R_B bei den unterschiedlichen Verschaltungen ist angegeben.

hat Rauschen einen deutlichen Einfluss auf die Unterscheidungsmöglichkeiten der Krafrichtung.

Variante K02: Vollbrücke mit zwei seriellen Zusatzwiderständen; 6 Bondpads

Um die Auswertung der Krafrichtung zu optimieren wird das Element K02 entworfen und gefertigt. Es weist einen größeren Abstand der seitlichen Widerstände und damit eine bessere Auswertbarkeit der seitlichen Krafrichtung F_x auf. Wesentliche Verbesserungen werden vor allem durch einen gegenüber dem Messelement K01 zusätzlich integrierten elektrischen Spannungsteiler erzielt, da die axiale Kraftkomponente F_z und die radiale Komponente F_y besser differenziert werden können. Letzteres soll bei diesem Element eine Dreikomponentenmessung sicher erlauben. Allerdings ist der Fertigungsprozess kritischer, da bei der Vereinzelung der Elemente die seitlichen Widerstände leicht beschädigt werden könnten.

Variante K03: zwei Einzelwiderstände; waagrecht und diagonal; in zwei Leiterbahnbreiten von 10 μm und 20 μm ; 3 Bondpads

Für die einfachste Integration in einen Führungsdraht wird das Messelement K03 als Minimalvariante entwickelt. Es weist nur einen Widerstand zur Kraftmessung auf. Ein zweiter dient zur Kompensation des Temperatureinflusses. Mit diesem Element kann kein Dreikomponenten-Kraftvektor, sondern nur ein irgendwie gearteter Kraftangriff an der Messelementspitze ermittelt werden. Insgesamt kann das Messelement mit einem Fertigungsprozess mit größeren Toleranzen und mit geringem Risiko gefertigt werden. Aufgrund des Anschlusses mit nur

drei Drähten stellt es die geringsten Anforderungen an die Integration in einen Führungsdraht.

Messelemente 2 (Symmetrischer Typ):

Messelement K04: Vollbrücke mit serielllem Zusatzwiderstand; 4 Bondpads

Die technologische aufwendigste Variante stellt das Messelement K04 dar, da es durch speziell zu ermittelnde Trockenätzprozesse gefertigt werden muss. Es wird aufgrund des speziellen Fußbereiches eine wesentlich vereinfachte Integration in den Führungsdraht erwartet. Die Kopfstruktur lässt sich in späteren Fertigungen an spezielle Anforderungen anpassen. Aufgrund der mechanisch getrennten Bereiche für unterschiedliche Krafrichtungen wird die beste Differenzierung der anliegenden Krafrichtung im Vergleich der Messelemente untereinander erwartet.

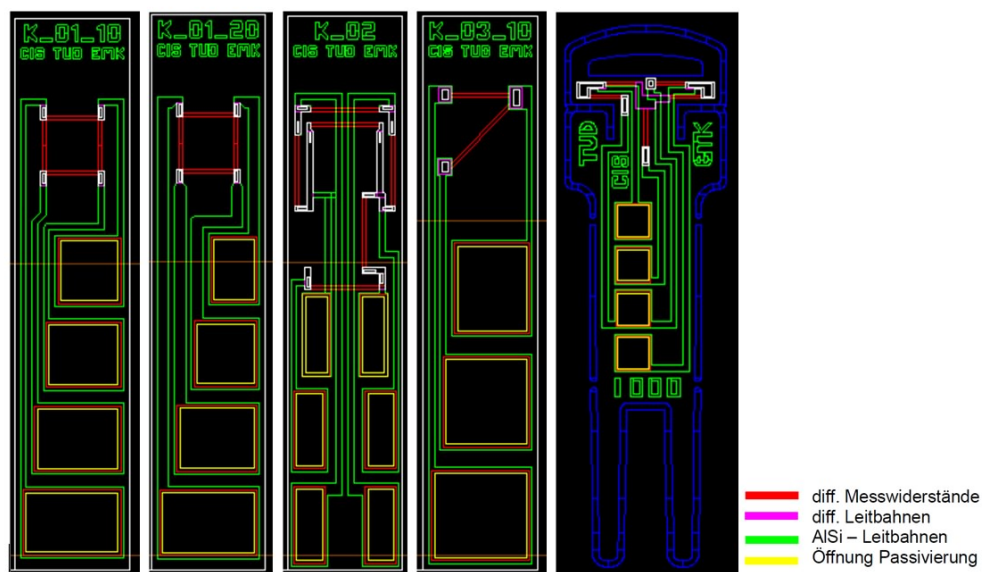


Abb. C.8: Varianten der im zweiten Durchlauf nach Abschnitt 7.3 gefertigten Messelemente. Die Bezeichnung am oberen Rand gibt den Messelementtyp an (siehe Text oben). Die Elemente K01 und K02 repräsentieren die überarbeiteten Messelemente 1, Variante 1 und 2 aus der ersten Musterfertigung.

D Ergänzungen zur Integration in den Führungsdraht

Im Rahmen dieser Arbeit wurden durch ROSSNER die folgenden Teilprobleme zur Signalübertragung untersucht [123].

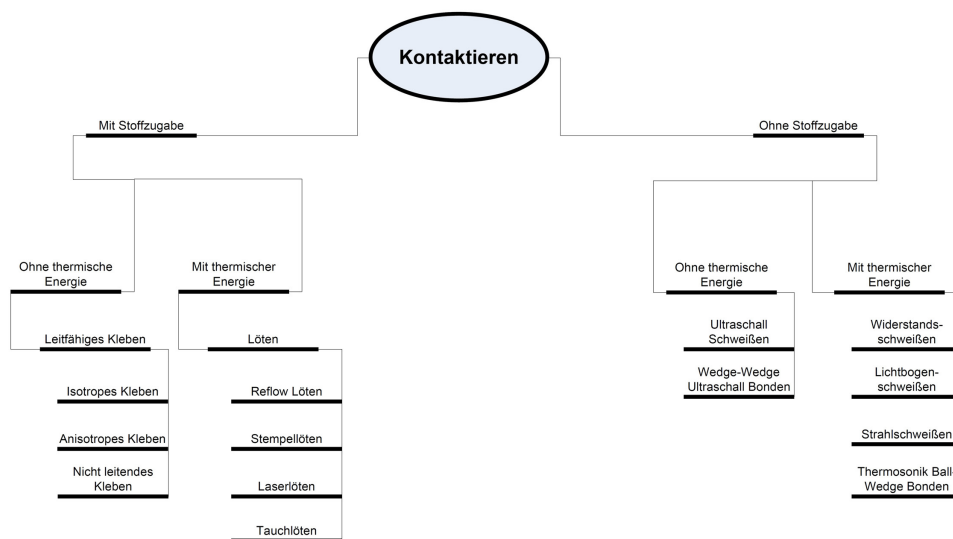


Abb. D.1: Übersichtsdarstellung der prinzipiellen Kontaktierungsmöglichkeiten.

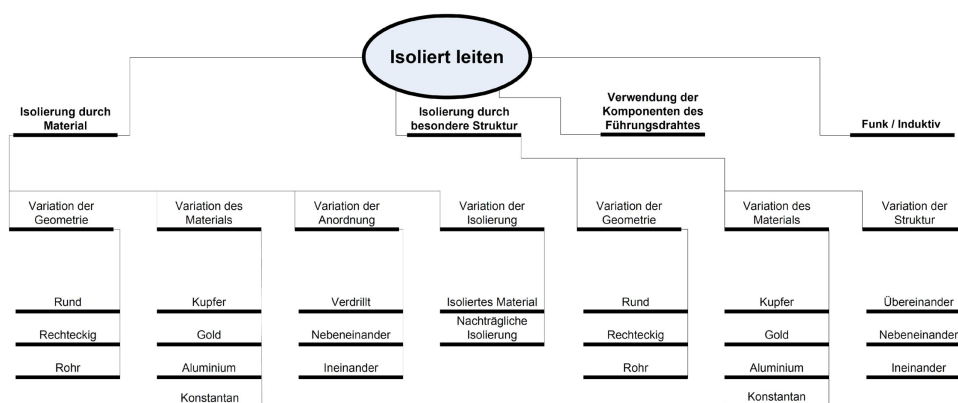


Abb. D.2: Darstellung der prinzipiellen Möglichkeiten zur elektrischen Leitung.

E Ergänzungen zur Signalverarbeitung

Die Errechnung der Widerstandswerte bei der alternierenden Beschaltung erfolgt mit den abgeleiteten Gleichungen in Tabelle E.1. Dabei beschreiben die Gleichungen E.1 die an der Brücke entstehenden elektrischen Spannungen. Die Gleichungen E.2 sind die hieraus errechneten Lösungen für die gesuchten Widerstandswerte.

Der Leitungswiderstand R_L ist nach Abschnitt 9.2.3 bekannt, der Strom I_0 wird vorgegeben und die elektrischen Spannungen werden durch Messen bestimmt.

Tabelle E.1: Ausgewählte Lösungen zur Berechnung der Einzelwiderstandsänderungen an einer geschlossenen Vollbrücke.
Das Gleichungssystem (E.1) beschreibt die elektrischen Spannungen an den Widerständen:

$$\begin{aligned}
 U'_1 &= (R_1(R_2 + R_3 + R_4)/(R_1 + R_2 + R_3 + R_4) + 2R_L) \cdot I_0 \\
 U'_2 &= (R_2(R_1 + R_3 + R_4)/(R_1 + R_2 + R_3 + R_4) + 2R_L) \cdot I_0 \\
 U'_3 &= (R_3(R_1 + R_2 + R_4)/(R_1 + R_2 + R_3 + R_4) + 2R_L) \cdot I_0 \\
 U'_4 &= (R_4(R_1 + R_2 + R_3)/(R_1 + R_2 + R_3 + R_4) + 2R_L) \cdot I_0 \\
 U'_{13} &= ((R_2 + R_3)(R_1 + R_4)/(R_1 + R_2 + R_3 + R_4) + 2R_L) \cdot I_0 \\
 U'_{24} &= ((R_1 + R_2)(R_3 + R_4)/(R_1 + R_2 + R_3 + R_4) + 2R_L) \cdot I_0
 \end{aligned} \tag{E.1}$$

Die Formeln (E.2) stellen die gesuchten unabhängigen Lösungen zur Berechnung der Einzelwiderstände dar:

$$\begin{aligned}
 R_1 &= \frac{-12I_0^2 R_L^2 + 4I_0 R_L U'_1 + U_1'^2 + 4I_0 R_L U'_2 - 2U_1' U'_2 + U_2'^2 + 4I_0 R_L U'_{24} - 2U_1' U'_{24} - 2U_2' U'_{24} + U_{24}'^2}{2I_0(2I_0 R_L + U'_1 - U'_2 - U'_{24})} \\
 R_2 &= \frac{-12I_0^2 R_L^2 + 4I_0 R_L U'_1 + U_1'^2 + 4I_0 R_L U'_2 - 2U_1' U'_2 + U_2'^2 + 4I_0 R_L U'_{24} - 2U_1' U'_{24} - 2U_2' U'_{24} + U_{24}'^2}{2I_0(2I_0 R_L - U'_1 + U'_2 - U'_{24})} \\
 R_3 &= \frac{-12I_0^2 R_L^2 + 4I_0 R_L U'_{24} + U_{24}'^2 + 4I_0 R_L U'_3 - 2U_{24}' U'_3 + U_3'^2 + 4I_0 R_L U'_4 - 2U_{24}' U'_4 - 2U_3' U'_4 + U_4'^2}{2I_0(2I_0 R_L - U'_{24} + U'_3 - U'_4)} \\
 R_4 &= \frac{-12I_0^2 R_L^2 + 4I_0 R_L U'_1 + U_1'^2 + 4I_0 R_L U'_{13} - 2U_1' U'_{13} + U_{13}'^2 + 4I_0 R_L U'_4 - 2U_1' U'_4 - 2U_{13}' U'_4 + U_4'^2}{2I_0(2I_0 R_L - U'_1 - U'_{13} + U'_4)}
 \end{aligned} \tag{E.2}$$

Fehlerbestimmung der Signalelektronik zur Einzelwiderstandsbestimmung

Die Tabelle 9.2 zeigt die Ergebnisse zur Fehlerbestimmung der Messelektronik für gleichsinnige Änderung der Widerstände R_1 und R_3 bei fünf Grundwerten der Widerstände R_2 und R_4 . Es wird der Messablauf nach Abbildung 9.7 zugrunde gelegt.

Tabelle E.2: Gemessene Widerstände im Vergleich zu den Referenzwiderständen bei gegenseitiger Änderung.

Es sind die Fehler der jeweiligen Widerstandsbestimmung nach Nullpunktgleichung bei unterschiedlichen Stufenhöhen der anderen Widerstände nach Abb. 9.7 für eine Messdauer von ca. 30 min angegeben. Die Abweichung ist wiederum auf 90Ω Messspanne bezogen.

| STUFE | WIDERSTAND KENNWERT | R_1 [Ω] | R_2 [Ω] | R_3 [Ω] | R_4 [Ω] |
|-------|------------------------|------------------------|----------------------|------------------------|----------------------|
| 1 | Referenz | 1994,40 | 1997,80 | 1995,20 | 1988,90 |
| | Ergebnis | 1994,40 | 1998,34 | 1995,20 | 1989,62 |
| | Abweichung | 0,0 (0,0 %) | 0,5372 (0,5969 %) | 0,0 (0,0 %) | 0,7174 (0,7971 %) |
| | Streuung | 1,4608 | 1,1469 | 1,5935 | 1,6461 |
| 2 | Referenz | 2014,00 | 2017,30 | 2014,70 | 2008,40 |
| | Ergebnis | 2013,94 | 2017,77 | 2014,69 | 2008,85 |
| | Abweichung | -0,0591 (-0,0657 %) | 0,4720 (0,5245 %) | -0,0094 (-0,0104 %) | 0,4521 (0,5023 %) |
| | Streuung | 1,3861 | 1,5290 | 1,4567 | 1,5797 |
| 3 | Referenz | 2033,50 | 2036,90 | 2034,10 | 2027,90 |
| | Ergebnis | 2033,51 | 2037,15 | 2034,01 | 2028,09 |
| | Abweichung | 0,0075 (0,0083 %) | 0,2471 (0,2746 %) | -0,0929 (-0,1032 %) | 0,1939 (0,2155 %) |
| | Streuung | 1,4134 | 1,5051 | 1,5395 | 1,5595 |
| 4 | Referenz | 2052,90 | 2056,40 | 2053,50 | 2047,30 |
| | Ergebnis | 2052,94 | 2056,56 | 2053,23 | 2047,38 |
| | Abweichung | 0,0351 (0,0390 %) | 0,1553 (0,1726 %) | -0,2687 (-0,2986 %) | 0,0765 (0,0850 %) |
| | Streuung | 1,4604 | 1,5239 | 1,6029 | 1,4764 |
| 5 | Referenz | 2072,40 | 2076,00 | 2073,00 | 2066,80 |
| | Ergebnis | 2072,60 | 2076,00 | 2072,75 | 2066,80 |
| | Abweichung | 0,2005 (0,2228 %) | 0,0 (0,0 %) | -0,2534 (-0,2815 %) | 0,0 (0,0 %) |
| | Streuung | 1,5581 | 1,5550 | 1,6722 | 1,6386 |

F Aufbau des Kalibriermessplatzes und weitere Messkennlinien

Im Folgenden werden Detaillösungen zum Aufbau des Messplatzes II vorgestellt. Es erfolgt eine Betrachtung der Unsicherheit der Messkette. Vier weitere Kennlinien von Messelementen werden beispielhaft angegeben.

Aufbau des Kalibriermessplatzes

Zur Fehlerbestimmung und Kalibrierung muss das Messelement mit verschiedenen Kräften beaufschlagt werden, deren Größe bekannt sein muss. Da die Messelemente für unterschiedliche Kraftrichtungen unterschiedliche Empfindlichkeiten aufweisen, soll eine Kalibrierung in mindestens drei unabhängigen Richtungen erfolgen, um so die Empfindlichkeiten zu bestimmen und in der Signalverarbeitung normalisieren zu können. Zur Validierung des Entwurfes des Konzeptes der Kraftvektormessung ist die Überprüfung mit beliebigen Kraftvektoren, die in der späteren Anwendung auftreten können, wünschenswert.

Es bestehen prinzipiell zwei Möglichkeiten eine 3K-Krafteinkopplung zu realisieren.

- Durch Erzeugen und Einkoppeln einer einzelnen Kraftamplitude in das Messelement. Durch Verkippen der Krafteinkopplung und des Messelementes in zwei unabhängigen Drehachsen zueinander wird die Kraftrichtung im Winkel variiert (Methode 1).
- Durch Superposition von drei verschiedenen Kraftwirkungen aus unabhängigen Richtungen und Einkopplung in das Messelement (Methode 2).

Die Abbildung F.1 zeigt prinzipielle Aufbauten zur Kalibrierung der Messobjekte nach Methode 1 (Abb. F.1a) und Methode 2 (Abb. F.1b). Die Verwendung der Methode 1 resultiert in einem einfacheren Aufbau eines Messstandes. Es wird nur eine Krafterzeugungseinheit (Aktor) benötigt, die Kraftmessung kann uniaxial erfolgen. Allerdings müssen neben der Kraftamplitude zusätzlich zwei Winkel gemessen werden. Besonders nachteilig wirkt sich allerdings die notwendige Repositionierung einer Krafteinkopplung bezüglich des Messelementes bei jeder Winkeländerung aus. Der Repositionierungsaufwand der Krafteinkopplung kann minimiert werden, indem sich der Krafteinkopplungspunkt des Messelementes in dem Kreuzungspunkt beider Drehachsen befindet. In der praktischen Anwendung ist aber aufgrund von Toleranzen bei jeder Winkeländerung eine Neupositionierung der Krafteinkopplung notwendig. Da extrem kleine Elemente vermessen werden sollen, ist eine Repositionierung der Krafteinkopplung anspruchsvoll und zeitaufwendig und nicht ohne großen Aufwand automatisierbar. Weiterhin ist ein Einfluss des Krafteinkopplungspunktes auf die

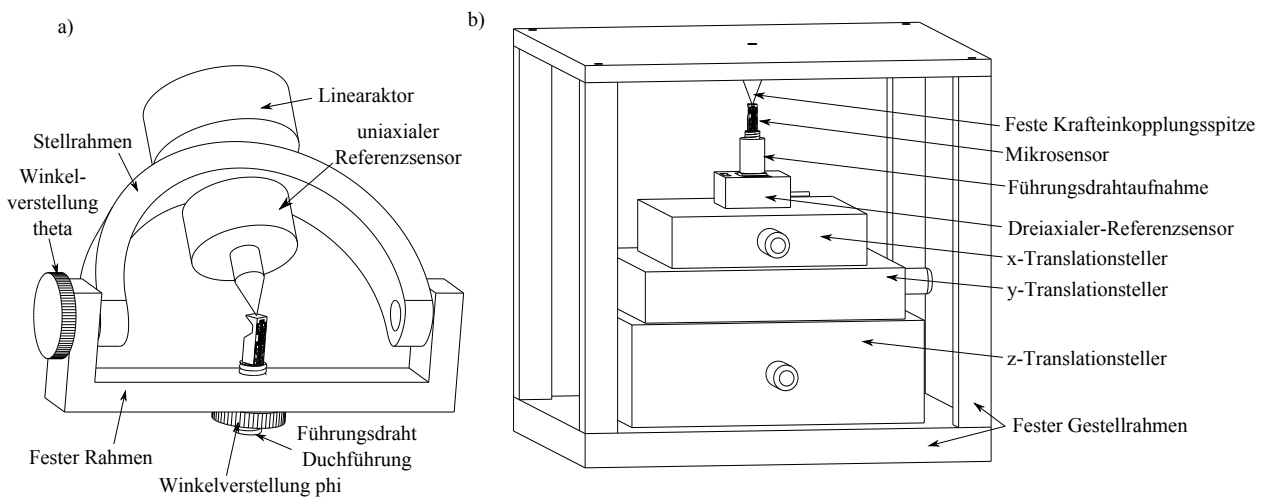


Abb. F.1: Erzeugen von Referenzkräften.

a) nach Methode 1 mit einer Kraftamplitude, die im Winkel variiert wird, b) nach Methode 2 mit Überlagerung von unabhängigen Kraftamplituden und Richtungen. Die Darstellung des Messobjektes erfolgt zur deutlichen Darstellung des Prinzips verhältnismäßig 25fach vergrößert.

Empfindlichkeit des Messelementes zu erwarten. Eine Kraftmesseinrichtung nach der Methode 1 führt also zwar zu einem einfacheren Aufbau, aber allerdings auch zu sehr langen Vermessungszeiten und indirekt über die Variation der Krafteinkopplung zu Ungenauigkeiten.

Aufbauten unter Verwendung von Methode 2 nach Abb. F.1b weisen einen aufwendigen Aufbau mit drei Aktoren und einer Kraftmessung in drei Richtungen auf. Die Mechanik zum Überlagern der drei Kraftkomponenten ist nicht trivial. Können die Funktionen allerdings konstruktiv umgesetzt werden, so können mit dem System nach Methode 2 Messelemente mit automatisiert einstellbaren Kraftvektoren kalibriert und vermessen werden, ohne dass die Krafteinkopplung mehrmals neu positioniert werden muss. Dies ermöglicht insgesamt eine automatische, vor allem aber auch eine genauere Kalibrierung der Mikrosensoren. Gerade für eine spätere Anwendung, vor allem in der Medizintechnik, bei der eine Einzelstückprüfung erfolgen muss, ist dies Voraussetzung. Deshalb wird ein Messstand nach Methode 2 entwickelt.

Anordnung der Sensoren und Aktoren im Messstand

Bei der Konstruktion des Kraftmessstandes sind folgende konstruktive Maßnahmen wünschenswert:

- Es sollen verschiedene Messadapter und größere, handliche Trägerplatten für das Messobjekt verwendet werden können, die ebenso die Kalibrierung von in Führungsdrähten integrierten Sensoren erlauben. Ebenso soll das Messobjekt alternativ in seiner Ausrichtung gegenüber der Krafteinkopplungsspitze definiert verstellt werden können. Damit darf der Kraftsensor nicht direkt am oder unter dem Messadapter montiert werden,

da ansonsten dessen Gewichtskraft eine hohe Nulllast bewirkt, die den Messbereich einschränkt oder überschreitet.

- Die Gewichtskraft der Aufnahme des Messobjektträgers wird im Vergleich zur Kalibrierkraft relativ hoch sein und sollte deshalb nicht an die bewegliche Mechanik zur Krafterzeugung gekoppelt werden. Diese muss dann die Grundlast tragen und die Dynamik der Messung wird aufgrund der hohen Masse verringert.
- Es sollen aus dem referenzierten Kraftpfad zwischen dem aktiven, elastischen Teil des Referenzsensors und der Messobjektspitze keine elektrischen Leitungen herausgeführt werden müssen, da diese einen Kraftnebenschluss darstellen.
- Wünschenswert ist es, den Referenzsensor nur in Richtungen mit gleichem Vorzeichen der Kraft zu verwenden, um Hystereseeffekte im Kraft-Nulldurchgang zu vermeiden.

Der prinzipielle Aufbau nach Abb. F.1b ist deshalb aus mehreren Gründen nicht optimal: Die unteren Antriebe tragen das Gewicht des Messelementadapters und sind deswegen in ihrer Dynamik eingeschränkt. Zusätzlich bildet Versorgungs- und Signalkabel vom Messobjekt einen Kraftnebenschluss. Im Folgenden soll ein optimierter Aufbau entworfen werden.

Krafterzeugung

Zur Krafterzeugung sollen elektrisch ansteuerbare, regelbare Aktoren Verwendung finden. Anforderung an die Aktoren ist die Erzeugung von einkoppelbaren Kräften von 0,01 mN bis zum Überlasttest mit 3,0 N. Um mit demselben Messstand dynamische Vermessungen durchführen zu können ist eine lineare Wandlerkennlinie vorteilhaft, um mit harmonischen Anregungssignalen Kräfte mit einer einzelnen Frequenz ohne Oberschwingungen zu erzeugen. Auch eine Regelung der Kraft ist bei linearer Wandlerkennlinie einfacher zu gestalten. Weiterhin wird die zu erreichende Auslenkung für Tests von in Führungsdrähten integrierten Sensoren mit 500 µm, abgeschätzt, die bei Überlasttests erreicht werden muss. Diese notwendige Auslenkung ergibt sich aus der Nachgiebigkeit des Führungsdrahthalters, des Messelementes und des aufgebrachten Packagings, des Referenzkraftsensors und des Kraftrückschlusses in dem Messstand. Besonders gut erfüllen die ersten Kriterien elektrodynamische und piezoelektrische Aktoren. Nur elektrodynamische Aktoren sind mit dem notwendigen Stellweg verfügbar. Es werden deshalb elektrodynamische Aktoren gewählt.

Mechanik zur Superposition der Kräfte

Die Mechanik, in der die einzeln erzeugten Kräfte zu einem einstellbaren Kraftvektor zusammengeführt werden, kann als serielle oder parallele Kinematik ausgeführt werden. Bei der seriellen Kinematik werden die Aktoren in einer Kette hintereinander angeordnet und zwei der drei Aktoren müssen durch die Mechanik getragen sowie durch die Aktoren selber mitbewegt werden. Im Gegensatz dazu können bei einer parallelen Kinematik alle Aktoren gestellfest stabil angeordnet werden. Im Fall des Kraftmessstandes können im Vergleich zur seriellen Kinematik eine wesentlich höhere Steifigkeit der Krafteinkopplungsmechanik sowie wesentlich geringere bewegte Massen erzielt werden. Die Kinematik hat folgende wesentliche Anforderungen zu erfüllen:

- Die Mechanik muss die Krafteinkopplung in die gewünschte Richtung ermöglichen, darf die Freigängigkeit in die anderen zwei Richtungen aber nicht verhindern.
- Eine eventuelle seitliche Verkipfung oder Bewegung darf nicht zu einem Verkeilen oder Anliegen der Spule des elektrodynamischen Aktors an den Rändern des Luftspalts führen. Reibung zwischen beweglichen Festkörpern sollte für eine exakte Kraftregelung vermieden werden¹.
- Die Krafteinkopplungsspitze muss exakt und ohne zu Verkippen geführt werden.

Die Abbildung F.2 verdeutlicht die Forderung nach einer geraden, translatorischen Bewegung der Krafteinkopplungsspitze. Wird für die Mechanik ein Drehzentrum vorgegeben, so bewirkt eine Auslenkung einmal ein Abheben der Spitze, also eine Veränderung der axialen Kraftkomponente F_z . Dies kann durch einen Referenzkraftsensor erfasst werden und die Aktoren zum Einhalten einer vorgegebenen Kraftamplitude entsprechend nachgeregelt werden. Allerdings bewirkt eine rotatorische Komponente weiterhin ein Abrollen des Krafteinkopplungspunktes auf dem Messobjekt, wodurch nachteilige Effekte wie mechanische Störungen sowie unterschiedliche Krafteinkopplungspunkte, und damit unterschiedliche Kalibrierergebnisse, entstehen können. Weiterhin kann eine Verkipfung durch Winkeländerung zur Einkopplung von Störmomenten führen. Es wird deshalb eine mechanische Führung notwendig, die die Ausrichtung der Krafteinkopplung entlang der vertikalen Achse des Messtandes sicher stellt. In der Abbildung F.2 sind drei prinzipielle Führungen der Krafteinkopplung dargestellt.

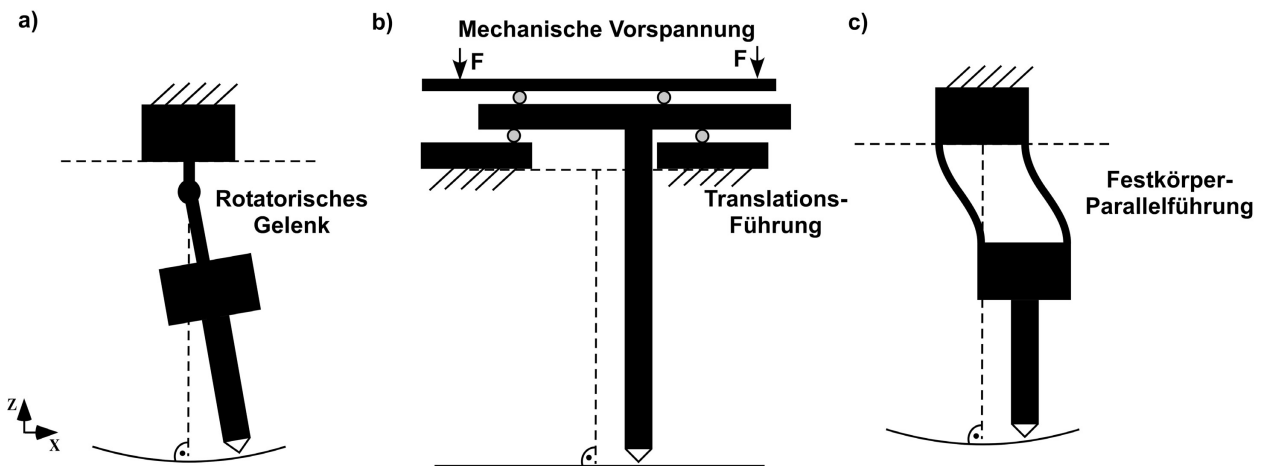


Abb. F.2: Ausgewählte Realisierungsmöglichkeiten zur Lagerung der Krafteinkopplung.

Es wird eine Mechanik nach Abbildung F.2c aufgebaut. Es ist hiermit eine gerade Spitzenführung unter der Verwendung von reibungsarmen elastischen Festkörpergelenken möglich. Die räumliche Anordnung für eine Kraftkopplung in drei orthogonalen Freiheitsgraden zeigt Abb. F.3. Ein verbleibendes Übersprechen einzelner Bewegungsrichtungen wird vom Referenzkraftsensor detektiert und vom Regelalgorithmus ausgegeregelt.

¹Viskose und Newtonsche Reibung darf entlang des Kraftpfades auftreten, da diese keine Stick-Slip-Effekte hervorrufen.

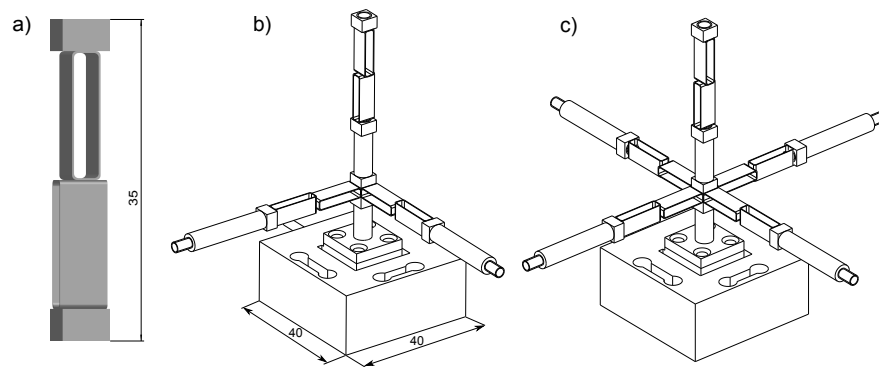


Abb. F.3: Umsetzung der drei Achsen-Parallelführung mit Festkörpergelenken.

a) Eine kombinierte Parallelschwinge zur Freigabe von zwei Freiheitsgraden, b) Kombinierte Mechanik zur Kopplung des Kraftvektors mit drei translatorischen Freiheitsgraden und c) symmetrische Struktur zum Unterdrücken des Übersprechens unterschiedlicher Krafrichtungen bei Verwendung einer Kraftsteuerung. Unten ist der Referenzkraftsensor dargestellt. Die Streben sind zur besseren Übersicht verkürzt abgebildet.

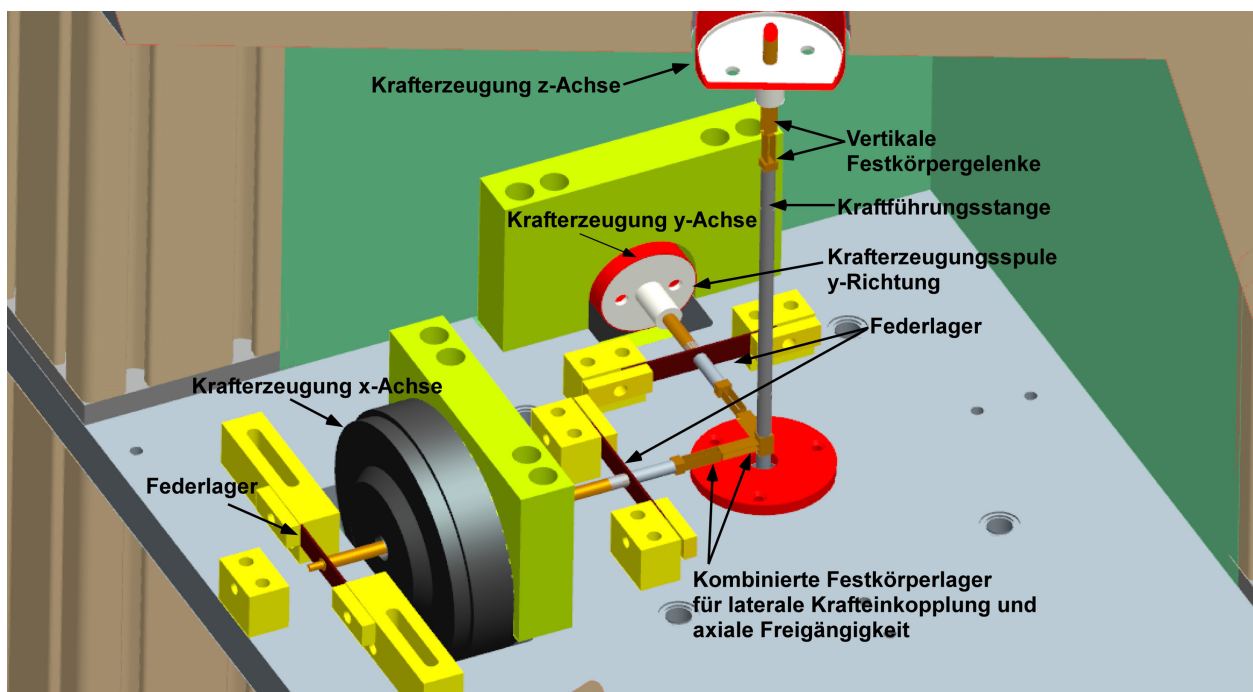


Abb. F.4: Realisierte Mechanik zur Krafterzeugung und Parallelführung der Krafteinkopplungsspitze.

Die drei Aktoren sind jeweils orthogonal angeordnet und greifen über durch Federlager geführte Verbindungsstangen an jeweils einem doppelten Parallelenker nach Abb. F.3a an. Die parallel geführte Krafteinkopplung wird in die Messkammer nach Abb. F.5 geführt.

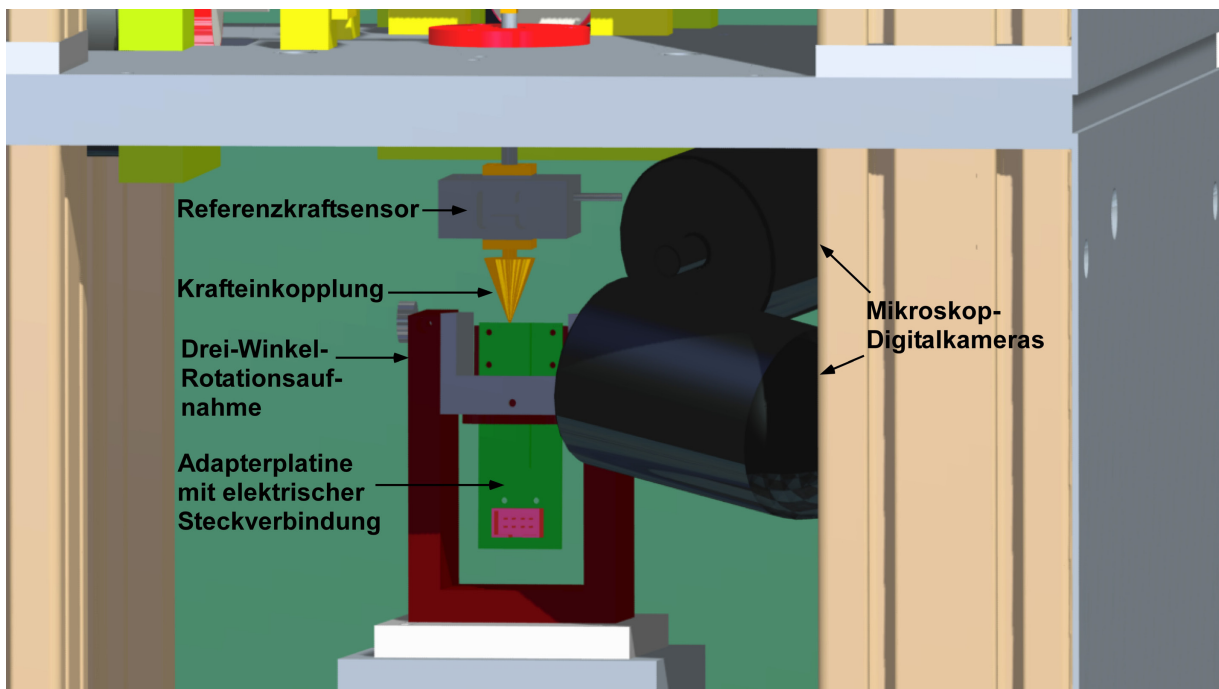


Abb. F.5: Krafteinkopplung in das Messelement.

Unter optischer Kontrolle mit zwei Mikroskopkameras kann die Positionierung der Krafteinkoppelspitze auf dem Messobjekt durchgeführt werden.

Krafteinkopplung

An die Krafteinkopplungsspitze bestehen mehrere Anforderungen:

- Die Krafteinkopplung aus drei Raumrichtungen soll ohne Abrutschen möglich sein.
- Eine möglichst reibfreie Krafteinkopplung ist bereitzustellen, um Energieverlust und Hysterese zu vermeiden.
- Eine Beobachtung der Spitzenpositionierung auf dem Messobjekt unter Vergrößerung muss möglich sein.
- Es ist wünschenswert, mit der Spitze Kräfte auch in Messelemente auf hochkant gestellte Adapterplatten einkoppeln zu können.

Optimale Krafteinkopplungen können über reibungsarme, besonders harte Spitzen oder Kugeln erfolgen. Hierzu werden Rubinkugeln mit einem Durchmesser von 200 μm verwendet, die für die Anwendung in Reiblagern gefertigt werden. Die Verwendung von Krafteinkopplungen mit geringem Reibkoeffizienten verhindert aber gleichzeitig die Einkopplung von lateralen Kraftkomponenten über Reibschluss. Bei Kraftkopplung über Reibschluss kann Hysterese bewirken. Weiterhin besteht die Möglichkeit den Kraftschluss unter Stoffzugabe (Kleben) herzustellen oder durch einen Formschluss zwischen Messelement und Krafteinkopplung (Kupplung). Ersteres ist aufgrund der kleinen Abmessungen aufwendig, besonders eine zerstörungsfreie Trennung und Wiederverwendung des Messelementes und der Kraftkopplungsspitze ist schwierig zu realisieren. Zusätzlich können über eine stoffschlüssige Verbindung

Restmomente aus der Kinematik nach Abb. F.2c in das Messelement eingekoppelt werden, die in der späteren Anwendung der Messelemente nicht auftreten werden und damit das Messergebnis verfälschen.

Die Abbildung F.6 zeigt vier verschiedene verwendete Krafteinkopplungen. Die fest im Stößel montierte Kugel nach Abb. F.6a ist nur für axiale Kräfte, die auf exakt senkrecht orientierten Oberflächen eingekoppelt werden, günstig anzuwenden. Ansonsten folgt aus der geringen Reibung ein Rutschen und ein Abrutschen der Spitze und eine Zerstörung des Messelementes. Die konische Form nach Abb. F.6b wurde vor Beginn der Messungen als ideal eingeschätzt, im Besonderen in Kombination mit einer zusätzlich auf dem Messobjekt fest angebrachten kugelförmigen Krafteinkopplung (vgl. Abb. 10.12). Allerdings zeigt sich beim Einkoppeln seitlicher Kräfte eine kurzzeitige Zunahme der axialen Kraft aufgrund des Hochgleitens der konischen Innenform an der Kugeloberfläche. Daraufhin reduziert die Regelung die überhöhte Ist-Kraft in axialer Richtung, wodurch weitere seitlicher Relativbewegung entsteht. Dadurch kann auch unter relativ hoher axialer Vorlast und trotz formschlüssiger Verbindung die Krafteinkopplungsspitze von dem Messelement herunterwandern und dieses zerstören.

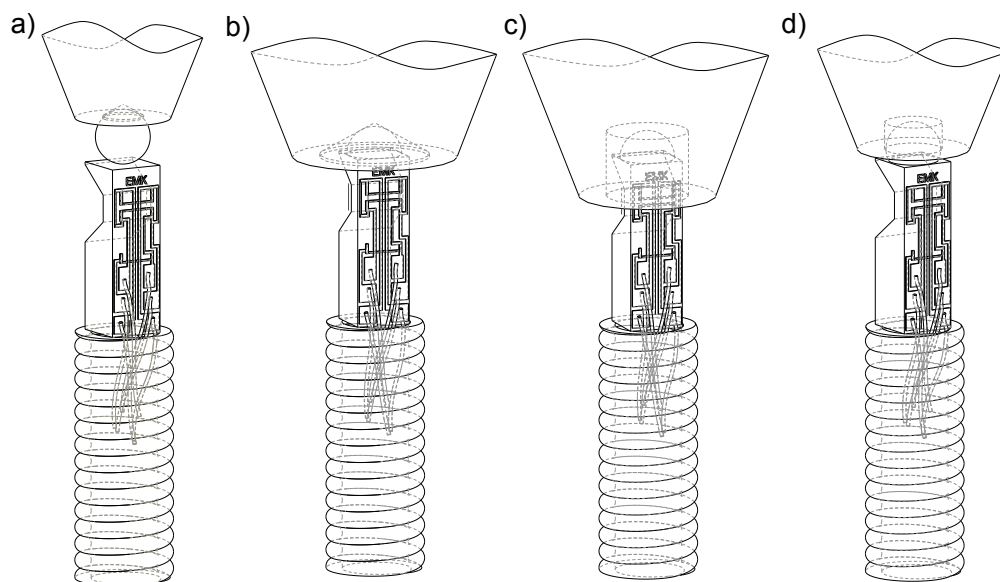


Abb. F.6: Formen zur mehrkomponentigen Krafteinkopplung in die Messobjekte.

- a) Nur axiale Krafteinkopplung über in den Stößel geklebte Kugel, b) mit auf dem Sensor montierter 1/2-Kugel im Stößel mit konischer Form, c) mit auf dem Sensor montierter 1/2-Kugel im Stößel mit tiefem, relativ breitem Sackloch, d) Ausführung mit auf dem Sensor montierter 3/4-Kugel in besonders angepasstem, flachem Sackloch

Die Abbildung F.7 zeigt die Kräfteverhältnisse in einer konischen Form unter Vernachlässigung der zu minimierenden Reibung. Die maximale laterale Kraft ergibt sich aus Konuswinkel und axialer Vorlast F_z .

Dem Problem des Verlustes des Formschlusses wird begegnet, indem der Winkel der konischen Einbuchtung bis zur Ausbildung eines Sackloches vergrößert wird, vgl. Abbildung F.6c.

Die Tiefe des Sackloches muss mindestens dem halben Kugelradius entsprechen, um über Formschluss ohne axiale Vorlast laterale Kräfte einkoppeln zu können.

Die Messelementspitze kann von dem Sackloch komplett aufgenommen werden. Es wird für die Vermessungen eine Tiefe von $230\text{ }\mu\text{m}$ gefertigt, die mehr als dem Kugeldurchmesser entspricht. Hierdurch wird der komplette Sensorkopf vom Loch aufgenommen.

Noch besser definierte Krafteinkopplungsbedingungen können prinzipiell mit einer Krafteinleitung nach Abb. F.6d erzielt werden. Hier ist das Sackloch gerade so tief wie der halbe Kugeldurchmesser. Die Kugel weist an ihrer abgeflachten Stelle aber etwas mehr als den halben Durchmesser auf. Damit verbleibt bei der Krafteinkopplung Abstand zwischen Sensor und Stößel. Die Kontaktstelle wird sich bei seitlicher Krafteinkopplung kugelförmig ausbilden und damit exakter als in Abb. F.6c definiert sein. Im praktischen Einsatz sind aber die Anforderungen an eine sehr präzise Verklebung der Kugel ohne Klebstoffüberfluss an den Seiten der Kugel zu stellen, um eine Krafteinkopplung über den Klebstoff zu verhindern. Da dies derzeit nicht garantiert werden kann, wird eine Krafteinleitung nach Abb. F.6c umgesetzt.

In der praktischen Umsetzung werden für die Einkopplung nach Abb. F.6a Rubinkugeln verbaut. Für die Einkopplungen nach b) bis d) werden einfacher zu verarbeitende und kostengünstige Basaltkugeln, die auf einer Läppmaschine um $1/4$ ihres Durchmessers angefast werden, verwendet.

Eine Krafteinkopplung in hochkant gestellte Platinen wird zurückgestellt (Abschnitt 10.3.2), da zur 3-Komponentenkalibrierung mit dem Kalibriermessstand II der Zugang von der Seite nicht notwendig ist. Sollten andere Kalibrierverfahren in Zukunft getestet werden, so kann eine seitliche Einkopplung über eine lange, dünne Spitze oder über zugefeilte oder abgesetzte Adapterplatine erfolgen (vgl. Abb. F.7).

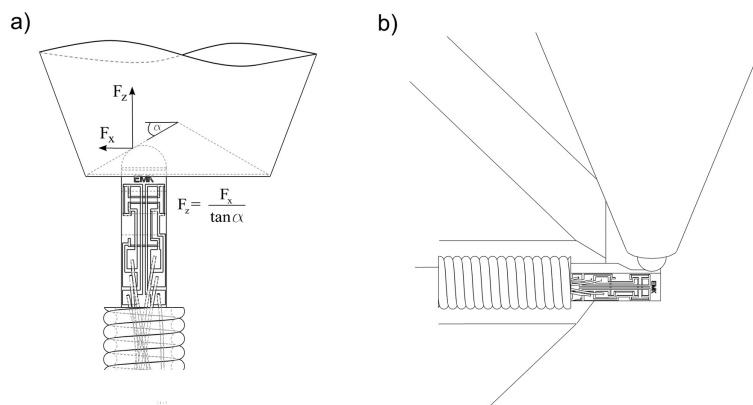


Abb. F.7: Einkopplung der Kräfte in das Messobjekt.

a) Aufteilung der vertikalen und lateralen Kraftkomponenten bei Einkopplung auf eine reibfreie Kugel in einem konischen Loch (Modell schiefe Ebene) und
b) Beispiel einer seitlichen Krafteinkopplung in eine hochkant gedrehte, angeschliffene Platine.

Fehlerbestimmung und Messunsicherheitsbetrachtung des Referenzkraftsensors K3D40

Die Genauigkeit der Kalibrierung und der Charakterisierung der Messobjekte und der Signalelektronik ist auf die Genauigkeit des Referenzkraftsensors zurückzuführen. Detaillierte Kenntnis über die Eigenschaften des Referenzkraftsensors ist notwendig, um die Unsicherheit der Kalibrierung der Messobjekte einschätzen zu können. Da für den Messbereich um 100 mN keine angepassten mehrkomponenten Kraftsensoren kommerziell verfügbar sind, erfolgt eine Charakterisierung eines verfügbaren Kraftsensors *K3D40* [88] im Messbereich von F_x , F_y , F_z [-100 mN, ..., +100 mN] und damit die Qualifizierung dieses Sensors für die Messaufgabe.

Die Kalibrierung des Referenzkraftsensors erfolgt nach Vorgabe der Richtlinie DKD 3-3 [35] in verschiedenen Einbaulagen in einem erweiterten Ablauf. Zur Referenzkraftherzeugung wird ein Gewichtssatz verwendet. Zur Krafteinkopplung bei der Kalibrierung muss eine alternative Krafteinleitung gewählt werden, um die Krafteinleitung über Gewichtsstücke zu ermöglichen. Die Gewichte werden mit einer Analysewaage Waage EW 620-3NM (Fa. *Kern*) [69] der Eichklasse I bestimmt. Dazu wird jedes Gewicht zehnmal gewogen (Tabelle F.1). Die Gravitationskonstante für den Standort der Universität Darmstadt wird aus den südlichen Längenanteilen zwischen Frankfurt–Darmstadt und Frankfurt–Nürnberg (1,1/3,3) über einen Dreisatz linearisiert aus den Gravitationskonstanten für Frankfurt (9,8104 m/s²) und Nürnberg (9,8092 m/s²) zu 9,8100 m/s² abgeschätzt. Eine Höhenanpassung oder eine Kompensation der Luftauftriebsänderung der Gewichte aufgrund der Änderung der Luftdichte zwischen Messzeitpunkt und dem Zeitpunkt der Kalibrierung am Standort der Waage erfolgen nicht [77]. Es ergeben sich die gemessenen Gewichte und mit der Gravitationskonstanten von 9,8100 m/s² die abgeleiteten Referenzkräfte nach Tabelle F.1. Die Unsicherheit der Gewichtsbestimmung wird über das Toleranzband für eine t-Verteilung der zehnmal gemessenen Gewichtsstücke abgeschätzt. Das beidseitig um den Mittelwert ausgeprägte 95 %-Vertrauensintervall weist eine Gesamtbreite für jedes Einzelgewicht von weniger als 0,0037 g um den Mittelwert auf. Sollte eine geringere Unsicherheit gefordert sein, so sollte eine Waage mit geringerer Unsicherheit verwendet werden und die Gewichtsstücke für jede Gewichtsstufe kombiniert gemessen werden.

Die Summe der Unsicherheiten aller Gewichtsstücke zusammen beträgt weniger als 0,0013 g, welches ein Zehntel des Eichwertes von 0,01 g der Waage entspricht. Der Gesamtunsicherheit der Waage wird deshalb mit 0,01 g angenommen, welches einer Gewichtskraft am Standort vom 0,0981 mN entspricht. Es lassen sich also die Gewichtsstufen 2 g, 4 g, 6 g, 8 g und 10 g beliebig aus den Einzelstücken zusammenstellen, ohne die Messunsicherheit der Referenzkraft über 0,1 mN zu erhöhen.

Die Messungen erfolgen nach einem erweiterten Messregime der Richtlinie DKD-R 3-3 [35] nach Ablauf A, wobei bei einer ersten Belastung ebenso der Entlastung vorgesehen wird, um Hystereseeffekte noch genauer ermitteln zu können. Die Abbildung F.8 zeigt das ermittelte Ausgangssignal für die +z-Achse für axiale Krafteinleitung in den Kraftsensor *K3D40* [88] mit angeschlossenen Verstärkern *HBM-ML55B* [62]. Kraftspitzen, die beim

Tabelle F.1: Charakterisierung der Referenzgewichte. *Jedes Gewicht wird zehnmal gemessen und die Breite des beidseitigen Toleranzbandes mittels t-Test ($t = 1,8333$) berechnet. Die kumulierten Werte ergeben die einzelnen Kraftstufen zur Referenzierung des Kraftsensors. Die kumulierte Toleranz ist nicht geometrisch sondern direkt aufaddiert.*

| Gewicht | Mittelwert | Toleranz | Kraft | Toleranz | Kraft kummul. | Toleranz kummul. |
|---------|------------|----------|---------|------------|---------------|------------------|
| | [g] | [mg] | [mN] | [μ N] | [mN] | [μ N] |
| Nr. 1 | 2,0028 | 0,2981 | 19,6494 | 2,9248 | 19,6494 | 2,9248 |
| Nr. 2 | 2,0028 | 0,2981 | 19,6494 | 2,9248 | 39,2989 | 5,8496 |
| Nr. 3 | 2,0013 | 0,3416 | 19,6396 | 3,3508 | 58,9385 | 9,2003 |
| Nr. 4 | 2,0024 | 0,3651 | 19,6396 | 3,5821 | 78,5781 | 12,7824 |
| Nr. 5 | 2,0030 | 0,0000 | 19,6494 | 0,0000 | 98,2275 | 12,7824 |
| Nr. 6 | 9,9990 | 0,0000 | 98,0902 | 0,0000 | 98,0902 | — |
| Nr. 7 | 10,0031 | 0,2236 | 98,1294 | 2,1936 | 98,0902 | — |

Belasten des Sensors mit Gewichten entstehen, sind aus dem Diagramm entfernt worden.

Die Messungen werden jeweils für die Richtungen $+F_z$, $-F_z$, $+F_x$, $-F_x$, $+F_y$ und $-F_y$, durchgeführt und die Unsicherheitsbeiträge bestimmt (Tabelle F.2).

Tabelle F.2: Angabe der Einzelunsicherheiten aller Krafrichtungen des Kraftsensors *K3D40* für eine Referenzstufe von 78,57 mN als reduzierte und absolute Fehler nach Richtlinie DKD 3-3 [35].

In guter Näherung können die einheitslosen reduzierten Fehler auch als absolute Fehler in Millineutron gelesen werden, da der nominelle Bezugswert 98,10 mN, also fast 100 mN beträgt. Die Fehlernomenklatur erfolgt auf Basis des standardisierten Vorgehens nach [35].

| PRÄZISIONSART | PRÄZISION DER KRAFTRICHTUNGEN | | | | | |
|--|-------------------------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|
| | $+F_x$ | $-F_x$ | $+F_y$ | $-F_y$ | $+F_z$ | $-F_z$ |
| Rel. Referenzabweichung F_{BMC} [%] | 0,22 | 0,22 | 0,22 | 0,22 | 0,22 | 0,22 |
| Kalibrierendwertabweichung F_t [%] | 0,07 | 0,01 | 0,05 | 0,01 | 0,09 | 0,02 |
| Nullpunktabweichung K_{zer} [%] | 0,07 | 0,24 | 0,19 | 0,25 | 0,26 | 0,16 |
| Wiederholpräzision K_{rep} [%] | 0,19 | 0,09 | 0,12 | 0,32 | 0,18 | 0,016 |
| Vergleichspräzision K_{rot} [%] | 0,28 | 0,28 | 0,28 | 0,28 | 0,28 | 0,28 |
| Standardmessunsicherheit u [mN] | 0,44 | 0,44 | 0,46 | 0,56 | 0,49 | 0,39 |
| Standardmessunsicherheit ($k=2$) U[mN] | 0,88 | 0,88 | 0,92 | 1,11 | 0,97 | 0,78 |
| Zeitabhängige Nullpunktdrift [mN/min] | −0,07 | 0,0435 | −0,01 | −0,08 | 0,04 | 0,07 |

Die Zusammensetzung der Unsicherheitsbeiträge ist in Abb.F.9 beispielhaft für die $+z$ -Richtung noch deutlicher dargestellt.

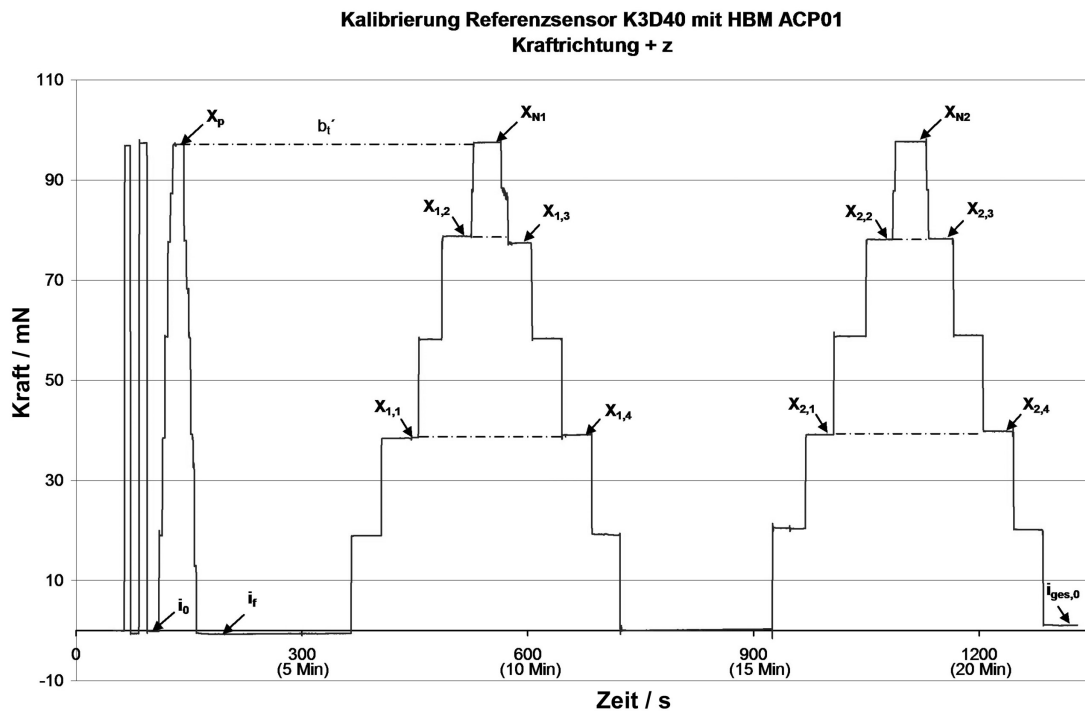


Abb. F.8: Erweiterter Messablauf mit Vorkonditionierung in Anlehnung an Richtlinie DKD-R 3-3.

Der erste Belastungszyklus wurde um einen Enlastungszyklus ergänzt, das Merkmal der Nullpunktdrift über den ganzen Messzyklus i_{ges} eingeführt und die Nomenklatur der Laststufen $X_{i,j}$ zur einfacheren Zuordnung geändert. Zur Bestimmung weiterer Merkmale wurde dieser Kalibrierablauf für alle Richtungen $+F_x$, $-F_x$, $+F_y$, $-F_y$, $+F_z$ und $-F_z$ in orthogonalen Einbaulagen durchgeführt, um auch die Unsicherheitsbeiträge zur Vergleichspräzision zu ermitteln.

Eine zeitliche Drift in der Signalkette induziert Abweichungen, die in den Unsicherheitsbeiträgen indirekt über die Vergleichspräzision, die Wiederholpräzision und die Umkehrspanne bemerkbar eingehen, aber nicht getrennt aufgeschlüsselt werden. Ihr Einfluss ist zusätzlich von der Dauer der Kalibrierung abhängig. Um die zeitabhängige Nullpunktdrift zu erfassen wird die Abweichung $i_{ges,0}$ definiert, die es ermöglicht, über die Differenz des Messwertes zwischen den Punkten i_0 und $i_{ges,0}$ den Absolutwert und den reduzierten Fehler der Drift zu bestimmen. Der induzierte absolute Fehler beträgt ca. 0,8 mN pro 10 min Messzeit mit den Signalverstärkern *ML55B*. Dies ist zu berücksichtigen und durch eine verkürzte Kalibrierung oder durch eine Herausrechnung der Verstärkerdrift aus den Kalibrierdatensätzen der Messobjekte entgegen zu wirken.

Aus den Ergebnissen ist zu schließen, dass die Kalibrierung der Messelemente mit einer Genauigkeit erfolgen kann, so dass 95 % aller Werte in einem Toleranzband von weniger als $\pm 1,5$ mN um den Messwert zu finden sind. Um diese Genauigkeit einhalten zu können, sollte von Zeit zu Zeit ein Abheben der Krafteinkopplungsspitze vom Messobjekt und ein Nullpunktgleich der Signalkette erfolgen. Deshalb ist, unter Berücksichtigung der zeitlichen

Nullpunktdrift nach Tabelle und der zulässigen Fehlergrenzen, auf zügige Abarbeitung der Kalibrierung und des Verifizierungszyklus zu achten.

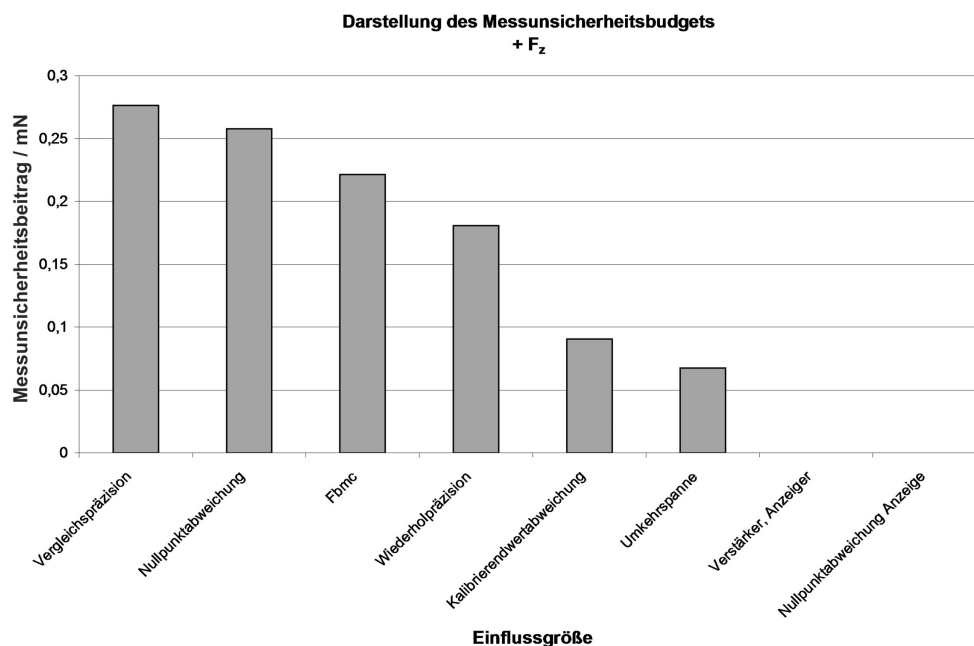


Abb. F.9: Aufteilung der Unsicherheitsbeiträge für die Krafrichtung + F_z .

Die Beiträge von Verstärker und Anzeige sind anteilig in den vorangehenden Unsicherheitsbeiträgen abgedeckt, da eine Kalibrierung der kompletten Messkette erfolgt. Wie diskutiert wurde, sind auch zeitlich abhängige Driften der Grund für eine relativ geringe Vergleichspräzision. Die Gesamtunsicherheit ergibt sich aus der Addition der Fehlerquadrate und folgt für die + F_z -Richtung nach Tabelle F.2 zu etwa 1,0 mN.

Lebenslauf

Thorsten Meiß

Diplom-Ingenieur

geb. am 25. Januar 1978

in Uelzen

Familienstand

ledig

Ausbildung / Studium

2000 - 2004 Hauptstudium Elektrotechnik und Informationstechnik
Fachrichtung Elektromechanische Konstruktionen
Technische Universität Darmstadt

1998 - 2000 Grundstudium Elektrotechnik und Informationstechnik
Technische Universität Darmstadt

1997 - 1998 Zivildienst

1988 - 1997 Allgemeine Hochschulreife an der
Martin Luther Schule Rimbach

Berufliche Tätigkeit

2004 - 2011 Wissenschaftlicher Mitarbeiter
am Institut für Elektromechanische Konstruktionen
Technische Universität Darmstadt

Praktische Erfahrung

2003 Praktikum in der Forschung
DaimlerChrysler AG, Frankfurt

1999 - 2002 Regelmäßige Beschäftigung im Aufbau von elektronischen Geräten
Fa. GS-Elektronik, Fürth Odw.

1999 Grundpraktikum Metallverarbeitung
Fa. Freudenberg, Weinheim

Engagement

seit 2007 Gutachter von Beiträgen im IEEE Sensor Journal
2002 - 2004 Studentenvertretung am Institut EMK
2002 - 2004 Mitglied in der Akaflieg (Akademische Segelfluggruppe)

Preise

2003 EMKlub Förder-Preis für die Studienarbeit

Darmstadt, 14. November 2011